

UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO
ESCOLA DE ENGENHARIA DE SÃO CARLOS

GABRIEL PATTI SANCHES COELHO

Andador com Suporte de Peso e Exoesqueleto Multiaxial para
Reabilitação: Desenvolvimento, Avaliação, Integração e Análise
de Falhas

São Carlos
2025

GABRIEL PATTI SANCHES COELHO

Andador com Suporte de Peso e Exoesqueleto Multiaxial para
Reabilitação: Desenvolvimento, Avaliação, Integração e Análise
de Falhas

Monografia apresentada ao Curso
de Engenharia Mecânica, da Es-
cola de Engenharia de São Carlos
da Universidade de São Paulo,
como parte dos requisitos para
obtenção do Título de Engenheiro
Mecânico

Orientador: Prof. Dr. Adriano
Almeida Gonçalves Siqueira

São Carlos
2025

AUTORIZO A REPRODUÇÃO TOTAL OU PARCIAL DESTE TRABALHO,
POR QUALQUER MEIO CONVENCIONAL OU ELETRÔNICO, PARA FINS
DE ESTUDO E PESQUISA, DESDE QUE CITADA A FONTE.

Ficha catalográfica elaborada pela Biblioteca Prof. Dr. Sérgio Rodrigues Fontes da
EESC/USP com os dados inseridos pelo(a) autor(a).

P672a Patti Sanches Coelho, Gabriel
Andador com Suporte de Peso e Exoesqueleto
Multiaxial para Reabilitação: Desenvolvimento,
Avaliação, Integração e Análise de Falhas / Gabriel
Patti Sanches Coelho; orientador Adriano Almeida
Gonçalves Siqueira. São Carlos, 2024.

Monografia (Graduação em Engenharia Mecânica) --
Escola de Engenharia de São Carlos da Universidade de
São Paulo, 2024.

1. Exoesqueleto. 2. Andador. 3. Membros Inferiores.
4. Suporte de Peso. 5. Projeto Mecânico. 6.
Reabilitação. 7. Robótica. 8. Tecnologias Assistivas.
I. Título.

FOLHA DE AVALIAÇÃO

Candidato: Gabriel Patti Sanches Coelho

Título: Andador com Suporte de Peso e Exoesqueleto Multiaxial para Reabilitação: Desenvolvimento, Avaliação, Integração e Análise de Falhas

Trabalho de Conclusão de Curso apresentado à
Escola de Engenharia de São Carlos da
Universidade de São Paulo
Curso de Engenharia Mecânica.

BANCA EXAMINADORA

Professor Adriano Almeida Gonçalves Siqueira _____
(Orientador)

Nota atribuída: 10 (dez)

Adriano Siqueira
(assinatura)

Professor Jonas de Carvalho

Nota atribuída: 10 (dez)

Jonas de Carvalho
(assinatura)

Professor Wilian Miranda dos Santos

Nota atribuída: 10 (dez)

W. Miranda dos Santos
(assinatura)

Média: 10 (dez)

Resultado: APROVADO

Data: 05 / 11 / 2024

Este trabalho tem condições de ser hospedado no Portal Digital da Biblioteca da EESC

SIM ☒ NÃO ☐ Visto do orientador: Adriano Siqueira

Dedico este trabalho ao meu pai, Silvio, à minha mãe, Simone, e à minha irmã, Mariana.
Nos momentos difíceis, vocês foram meu alicerce; Nas incertezas, foram meu guia. A
vocês, minha eterna gratidão. Dedico este trabalho também à memória do melhor inventor
que já conheci, meu avô, José Roque Patti. Sei que estará sempre comigo.

AGRADECIMENTOS

Agradeço ao meu orientador, Professor Adriano Siquiera, por todo o apoio, ensinamentos e ideias compartilhadas ao longo dos últimos anos. Sua expertise e dedicação foram fundamentais para a realização deste trabalho e para a minha formação como profissional.

Agradeço também aos meus colegas do Laboratório de Reabilitação Robótica (ReRob Lab): Jonathan, Yecid, Mauricio, William, Nasir, Maria, Booker, Denis, Jhon e Melk. Vocês nunca mediram esforços para contribuir com meu aprendizado e com o desenvolvimento dos trabalhos aqui descritos. Saibam que podem contar sempre comigo!

Por fim, agradeço a toda a equipe da qual tive a honra de fazer parte durante meu estágio na Boeing, em São José dos Campos. Em especial, expresso minha gratidão ao meu mentor, Wagner Fornasari, por me ajudar a complementar os conhecimentos adquiridos ao longo dos meus anos de faculdade e aplicá-los no mercado de trabalho. Levarei para sempre comigo essa valiosa primeira experiência.

“A mente que se abre a uma nova ideia jamais voltará ao seu tamanho original.”
- Albert Einstein

RESUMO

COELHO, G. P. S. **Andador com Suporte de Peso e Exoesqueleto Multiaxial para Reabilitação: Desenvolvimento, Avaliação, Integração e Análise de Falhas**, 2024. Monografia (Trabalho de Conclusão de Curso) – Escola de Engenharia de São Carlos, Universidade de São Paulo, São Carlos, 2024.

Este Trabalho de Conclusão de Curso (TCC) é fundamentado em dois projetos de Iniciação Científica realizados pelo aluno. O presente texto descreve o desenvolvimento e avaliação de um andador com suporte de peso e de um exoesqueleto multiaxial para reabilitação. O estudo aborda possíveis soluções tanto do ponto de vista mecânico quanto ergonômico, desenvolvendo métodos para a resolução dos principais problemas identificados nas estruturas anteriores. Para isso, é realizada uma revisão bibliográfica focada em exoesqueletos e nas soluções propostas por outros trabalhos. O desenvolvimento das estruturas utiliza técnicas de projeto mecânico, incluindo análises estruturais, dinâmicas e cinemáticas em softwares CAE, além de desenhos em CAD. Também são realizadas análises de materiais, custos de projeto e fabricação de peças por meio de manufatura aditiva. Os dois projetos são interconectados, pois a estrutura de suporte de peso foi concebida para sustentar o exoesqueleto anterior, o ExoTAO, e o exoesqueleto desenvolvido neste trabalho é projetado para integrar-se a essa estrutura. Por fim, foram construídos protótipos de ambos os projetos com o objetivo de estudar seu funcionamento, identificar falhas e propor soluções a serem desenvolvidas e implementadas em trabalhos futuros. Para isso, foi utilizada a metodologia de análise de falhas DFMEA (*Design Failure Modes and Effects Analysis*).

Palavras-chave: Exoesqueleto de Membro Inferior. Andador. Suporte de Peso. Projeto Mecânico.

ABSTRACT

COELHO, G. P. S. **Weight-Support Walker and Multiaxial Exoskeleton for Rehabilitation: Development, Evaluation, Integration, and Failure Analysis**. 2024. Monograph (Final Year Project) – School of Engineering of São Carlos, University of São Paulo, São Carlos, 2024.

This Final Year Project (FYP) is based on two Scientific Initiation projects conducted by the student. This text describes the development and evaluation of a weight-support walker and a multiaxial exoskeleton. The study addresses potential solutions from both mechanical and ergonomic perspectives, developing methods to resolve the main issues identified in previous structures. To achieve this, a literature review focusing on exoskeletons and solutions proposed by other works was conducted. The development of the structures employs mechanical design techniques, including structural, dynamic, and kinematic analyses using CAE software, as well as CAD drawings. Additionally, material analyses, project costs, and the fabrication of parts using additive manufacturing are carried out. The two projects are interconnected since the weight-support structure is designed to sustain the previous exoskeleton, ExoTAO, and the exoskeleton developed in this work is designed to integrate with this structure. Finally, prototypes of both projects were built to study their functionality, identify failures, and propose solutions to be developed and implemented in future works. For this purpose, the DFMEA (Design Failure Modes and Effects Analysis) methodology was utilized.

Keywords: Lower-Limb Exoskeleton. Walker. Weight support. Mechanical Design.

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 1 – Levantamento de DOF e ROM por exoesqueleto	32
Figura 2 – Análise do exoesqueleto LOPES	35
Figura 3 – Exoesqueleto de reabilitação Lokomat	35
Figura 4 – Mecanismo do quadril, joelho e tornozelo - Exoesqueleto HUMA	36
Figura 5 – Exoesqueleto para quadril com compensação de desalinhamentos	37
Figura 6 – Análise dos mecanismos do quadril	38
Figura 7 – Análise dos mecanismos - Exoesqueleto BLEEX	38
Figura 8 – Sistema de suporte de peso anterior	39
Figura 9 – Desenho final do andador	40
Figura 10 – Base do andador	41
Figura 11 – Arco de suporte de peso e apoio para mãos	41
Figura 12 – Braço rotativo para suporte passivo	42
Figura 13 – Análise de tensões por MEF - Suporte de peso	43
Figura 14 – Tensões máximas no perfil superior do suporte	43
Figura 15 – Primeira montagem do andador	44
Figura 16 – Montagem do braço rotativo e módulo elástico	45
Figura 17 – Montagem final do Andador com o Exo	46
Figura 18 – Análise de Fourier do Ângulo esquerdo do quadril durante a marcha	48
Figura 19 – Torque e desvio padrão do joelho direito durante a marcha	48
Figura 20 – Torque e ângulo do motor (joelho direito) durante a marcha na nova estrutura	49
Figura 21 – Ângulo do encoder (quadril direito) durante a marcha na nova estrutura	49
Figura 22 – Exoesqueletos Exo-TAO	51
Figura 23 – Exo-TAO (CAD e dimensões gerais)	52
Figura 24 – Junta anterior - Dimensões gerais e união eixo-cubo	53
Figura 25 – Análise de tensões da junta anterior (critério de von Mises)	54
Figura 26 – Análise de deformações e deslocamentos da junta anterior (escala de distorção: 14)	54
Figura 27 – Junta atual - Dimensões gerais e união eixo-cubo	56
Figura 28 – Análise de tensões da junta atual (critério de von Mises)	56
Figura 29 – Análise de deformações e deslocamentos da junta atual (escala de distor- ção: 96)	57
Figura 30 – Restrição de projeto - fixação dos atuadores	58
Figura 31 – Prototipagem da junta final	58
Figura 32 – Ajustes dimensionais e ângulos anatômicos	59
Figura 33 – Análise estrutural - chapa do quadril em flambagem (120 mm)	60
Figura 34 – Análise de deformações e deslocamentos - chapa do quadril em flamba- gem (120 mm)	60

Figura 35 – Análise estrutural - chapa do quadril em flambagem (80 mm)	61
Figura 36 – Análise de deformações e deslocamentos - chapa do quadril em flambagem (80 mm)	61
Figura 37 – Análise estrutural - chapa da canela em flambagem (100 mm)	62
Figura 38 – Análise de deformações e deslocamentos - chapa da canela em flambagem (100 mm)	62
Figura 39 – Dimensões dos mecanismos de ajustes	63
Figura 40 – Peças do mecanismo de ajuste e prototipagem	65
Figura 41 – Peça com design antropomórfico do quadril do exoesqueleto	65
Figura 42 – Junta das costas	66
Figura 43 – Determinação da amplitude de movimento no design da peça	67
Figura 44 – Mecanismo de adução/abdução e determinação da amplitude de movimento no design da peça	67
Figura 45 – Mecanismo de apoio para as costas	68
Figura 46 – Mecanismo de ajuste elástico das dimensões	69
Figura 47 – Mecanismo de interface para a coxa e canela do usuário	69
Figura 48 – Modelo cinemático simplificado do sistema	70
Figura 49 – Dinâmica - Atuadores e elementos passivos	71
Figura 50 – Torque necessário na junta do quadril	72
Figura 51 – Torque necessário na junta do joelho	72
Figura 52 – Torque necessário na junta de adução/abdução do quadril	73
Figura 53 – Ângulo da junta das costas em função do deslocamento vertical do quadril	74
Figura 54 – Projeto final do exoesqueleto ExoTAO 2.0	75
Figura 55 – Interface da ferramenta Costing - SolidWorks	78
Figura 56 – Impressora GTMax3D Core A2v2 utilizada na impressão	79
Figura 57 – Impressora Creality Ender 3 V2 utilizada na impressão	80
Figura 58 – Gráfico do ensaio de tração nos corpos de prova	81
Figura 59 – Interface do software - UltiMaker Cura	82
Figura 60 – Configurações de impressão PLA	83
Figura 61 – Configurações de impressão ABS	83
Figura 62 – Exemplo de planejamento aditivo considerando a direção de deposição das camadas	84
Figura 63 – Exemplo de planejamento aditivo considerando a necessidade de suporte em faces funcionais	84
Figura 64 – Exemplo de planejamento aditivo considerando o tempo de impressão e a quantidade de material utilizado	85
Figura 65 – Exemplo de falhas em peças durante a manufatura do projeto	86
Figura 66 – Teste de ajustes para determinação das dimensões de folga e interferência	86
Figura 67 – Processo de montagem das peças impressas em 3D do exoesqueleto	87

Figura 68 – Integração dos mecanismos com as chapas de alumínio	88
Figura 69 – Faixas de interface e porcas de pressão	88
Figura 70 – Testes de movimentação com o exoesqueleto fabricado	92
Figura 71 – Solução flexível para problema de ruptura na peça do quadril	93
Figura 72 – Posicionamento dos sensores inerciais para realização dos testes	94
Figura 73 – Ângulos do joelho do usuário e da junta do robô durante a caminhada .	94
Figura 74 – Velocidades angulares do eixo X e Y dos sensores na caminhada	95
Figura 75 – Ângulos do joelho do usuário e da junta do robô durante ação de sentar e levantar	95
Figura 76 – Velocidade angular do eixo X dos sensores durante ação de sentar e levantar	96
Figura 77 – Mecanismo de conexão Exo-Andador	98
Figura 78 – Montagem e mecanismo de conexão Exo-Andador	98
Figura 79 – Mecanismo de conexão ExoTAO 2.0 - Andador	99
Figura 80 – Diagrama de Blocos - Exemplo andador	104
Figura 81 – Análise de Funções da Interface - Exemplo andador	105
Figura 82 – DFMEA - Exemplo andador	109

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 – Determinação dos graus de liberdade em cada junta do exoesqueleto .	33
Tabela 2 – Determinação da amplitude de movimento em cada junta do exoesqueleto	33
Tabela 3 – Propriedades mecânicas - Alumínio 6063-T5	44
Tabela 4 – Avaliação ergonômica dos usuários	46
Tabela 5 – Propriedades mecânicas - Alumínio 6061-T6	53
Tabela 6 – Propriedades mecânicas - Alumínio 7075-T6	63
Tabela 7 – Custos de fabricação das peças - ExoTAO 2.0	76
Tabela 8 – Características Mecânicas Gerais para comparação entre PLA e ABS .	81
Tabela 9 – Custos total do exoesqueleto construído (Impressão 3D) - ExoTAO 2.0 .	89

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

EESC	Escola de Engenharia de São Carlos
TCC	Trabalho de Conclusão de Curso
USP	Universidade de São Paulo
USPSC	Campus USP de São Carlos
<i>DOF</i>	<i>Degrees of Freedom</i>
GDL	Graus de Liberdade
<i>ROM</i>	<i>Range of Motion</i>
<i>SCI</i>	<i>Spinal Cord Injury</i>
AVC	Acidente Vascular Cerebral
<i>SEA</i>	<i>Series Elastic Actuator</i>
ReRobLab	Laboratório de Reabilitação Robótica
EASr	Atuador Elástico em Série Rotacional
BLEEX	<i>Berkeley Lower Extremity Exoskeleton</i>
MEF	Método dos Elementos Finitos
CAD	<i>Computer Aided Design</i>
CAE	<i>Computer Aided Engineering</i>
PID	<i>Proportional Integral Derivative Control</i>
URES	<i>Universal Resultant Displacement</i>
ESTRN	<i>Equivalent Strain</i>
FME(C)A	<i>Failure Mode and Effects (and Criticality) Analysis</i>
DFMEA	<i>Design Failure Mode and Effects Analysis</i>

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO	25
2	OBJETIVOS	29
3	REVISÃO BIBLIOGRÁFICA	31
3.1	Pré-requisitos cinemáticos	31
3.2	Requisitos de projeto e análise de mecanismos	34
4	ANDADOR COM SUPORTE DE PESO	39
4.1	Desenvolvimento	39
4.1.1	Base	40
4.1.2	Suporte de peso e apoio para as mãos	40
4.1.3	Braço rotativo e determinação das forças de suporte	40
4.1.4	Análise estrutural	42
4.1.5	Montagem	44
4.2	Avaliação	45
4.2.1	Ergonomia	46
4.2.2	Dados de Controle	47
4.2.2.1	Marcha em esteira: Comparação das estruturas	47
4.2.2.2	Marcha em esteira: Comparação das estruturas	47
4.2.2.3	Marcha no solo: Avaliação da nova estrutura considerando a caminhada no solo	49
5	EXOESQUELETO MULTIAXIAL	51
5.1	Desenvolvimento	51
5.1.1	Análise do Exo-TAO	51
5.1.2	Projeto das juntas modulares ativas - quadril e joelho	52
5.1.3	Projeto das ligações telescópicas de ajuste	57
5.1.4	Projeto dos mecanismos de interface corpo-robô	64
5.1.4.1	Mecanismo de interação do quadril	65
5.1.4.2	Mecanismo de interação da coxa e canela	69
5.1.5	Análise dinâmica e cinemática	70
5.1.6	Projeto final do exoesqueleto	74
5.1.7	Análise de custos de manufatura do projeto final	75
5.1.8	Impressão das peças finais e montagem do robô	77
5.1.8.1	Setup de impressão e planejamento aditivo	78
5.1.8.2	Problemas e falhas em peças	85
5.1.8.3	Montagem do exoesqueleto	86
5.1.8.4	Custo do exoesqueleto	88

5.2	Avaliação	91
5.2.1	Avaliação Funcional	91
5.2.2	Avaliação Instrumentada	93
6	INTEGRAÇÃO	97
6.1	Conexão Exo-Andador	97
7	ANÁLISE DE FALHAS - DFMEA	101
7.1	Introdução ao DFMEA	101
7.2	Objetivos da aplicação	102
7.3	Performance da Metodologia	103
8	CONCLUSÃO	111
	REFERÊNCIAS	113

1 INTRODUÇÃO

O desenvolvimento de tecnologias para assistência e reabilitação do caminhar tem atraído grande interesse entre os pesquisadores desde o início do século XXI. Recentemente, um elevado número de exoesqueletos de membros inferiores (e órteses ativas) para assistência e reabilitação foram desenvolvidos e relatados na literatura Chen et al. (2016), Contreras-Vidal et al. (2016). O objetivo principal dos exoesqueletos para assistência é dar suporte a usuários que sofreram lesão medular completa, situação na qual não há possibilidade de recuperação dos movimentos. Por outro lado, os exoesqueletos para reabilitação, desenvolvidos para pacientes que sofreram AVC ou lesão medular incompleta (SCI), buscam promover a reorganização cortical motora de forma a melhorar o padrão de marcha dos pacientes

Os exoesqueletos para reabilitação de pessoas com deficiência são atualmente compostos por estruturas mecânicas de elevado peso e volume, isso pode ocasionar um esforço muito grande por parte do deficiente ao tentar realizar movimentos simples de reabilitação dos membros inferiores na posição em pé, por isso a utilização de estruturas para suportar o peso dos exoesqueletos são de extrema importância para a reabilitação.

Ademais, trabalhos anteriores na área observaram que existem diferenças entre a caminhada no solo e na esteira. Com relação à cinemática da caminhada no solo, Riley et al. (2007) afirmam que os valores máximos e mínimos das curvas são maiores, o que implica em uma amplitude de movimento ligeiramente maior quando o usuário caminha sobre o solo. Portanto, menor amplitude de movimento é esperada durante a caminhada na esteira. Cineticamente, as diferenças são mais perceptíveis. Com relação às forças de reação do solo, Riley et al. (2007) afirmam que o pico de força de frenagem (a força atuando contra a parte anterior da perna quando o pé atinge o solo) e a força de cisalhamento medial foram menores durante a caminhada na esteira. No caso do joelho, essa força aparece durante o momento em que o pé atinge o solo e o joelho é travado, a fim de dissipar o potencial e a energia cinética da fase de balanço (BENNETT et al., 2008). Com relação aos torques articulares, entre a esteira e a caminhada no solo, apenas o pico do torque de extensão do joelho apresentou diferença maior que os valores de repetição associados durante o experimento. Assim, a estrutura de suporte de peso, além de compensar o peso do robô deve ser um instrumento que permita a caminhada do usuário no solo, garantindo uma análise e reabilitação mais completa e otimizada.

Já o projeto de exoesqueletos de reabilitação ou assistência da marcha devem ser antropomórficos por natureza (DOLLAR; HERR, 2008), se ajustando perfeitamente ao corpo humano. Dada a interação próxima com o usuário, o robô deve ser leve e levar em consideração a amplitude de movimento das articulações do usuário, antropometria e cinemática para fornecer uma interface física robô-humano confortável (SCHIELE; HELM, 2006). Com isso em vista, um dos principais desafios no design de exoesqueletos robóticos para membros

inferiores é o de desenvolver um equipamento capaz de diminuir o consumo metabólico do usuário durante a marcha assistida, difícil tarefa visto que o peso do dispositivo tem um impacto significativo na energia consumida. Assim, para um dispositivo de assistência ser metabolicamente benéfico, deve-se aplicar a quantidade certa de assistência no momento certo ao corpo, bem como manter a biomecânica normal do movimento e minimizar a massa adicional transportada pelo usuário, principalmente na porção distal da perna (ASBECK et al., 2015).

Analisando estes três requisitos, o uso de um DOF completo juntamente com um mecanismo de compensação do peso e dos desalinhamentos no quadril do exoesqueleto parece ser uma ferramenta adequada para um comportamento mais efetivo do robô.

Apesar da argumentação acima, a maioria dos exoesqueletos de última geração ainda incorpora articulações únicas no quadril (1-DOF) que precisam ser alinhadas manualmente com a articulação humana (ESQUENAZI et al., 2012). O alinhamento do exoesqueleto e dos eixos biológicos de rotação é vital para uma correta transmissão de torque do atuador para o humano (JARRASSÉ; MOREL, 2012). Se não estiverem perfeitamente alinhados, forças de perturbação significativas podem ser criadas no usuário, causando desconforto, dor e até lesões. Ironicamente, o alinhamento perfeito é um estado inatingível, isso se deve a uma combinação de fatores mecânicos da junta, grande variabilidade inter-sujeitos, aproximações de modelagem e deslizamento do exoesqueleto durante o uso (JARRASSÉ; MOREL, 2012; ACCOTO et al., 2014).

Apenas uma quantidade limitada de grupos de pesquisa já investiu recursos em articulações do quadril multi-DOF com algum tipo de mecanismo de compensação de peso e desalinhamento.

Em Bartenbach et al. (2015) criaram um exoesqueleto bilateral de quadril e joelho com estruturas de suporte deslizantes para permitir o movimento relativo entre exoesqueleto e humano causado por desalinhamentos. No entanto essas estruturas são qualificadas apenas para aliviar as complicações do desalinhamento na articulação do joelho (1-DOF).

Beil e Asfour Beil e Asfour (2016) buscaram eliminar problemas de desalinhamento do DOF rotacional na articulação do quadril. O protótipo consiste em uma conexão traseira formada por, respectivamente, um eixo de abdução, um mecanismo de rotação e um eixo de flexão que está conectado à coxa; os eixos de abdução e flexão consistem cada um em uma única dobradiça e precisam ser alinhados manualmente com os eixos humanos, enquanto o mecanismo de rotação consiste em três dobradiças e dois suportes deslizantes e é auto-alinhado. Logo, a expansão desse princípio para um sistema 3-DOF resultaria em um dispositivo complexo, que exigiria nove dobradiças e seis suportes deslizantes por quadril.

Como parte do projeto Robo-Mate, um dispositivo foi desenvolvido e incorpora um módulo de pelve com articulações do quadril de 2-DOF (TOXIRI et al., 2017). Cada lado do módulo consiste em uma articulação ativa de flexão/extensão, dois eixos de abdução

passivos e uma articulação esférica passiva que conecta a órtese da coxa à estrutura. Diz-se que a segunda junta de abdução em combinação com a conexão da junta esférica à cinta lida com os efeitos do desalinhamento, afirmação difícil de avaliar devido à ROM limitada do dispositivo.

Órteses bilaterais relevantes para pacientes pós-AVC são o LOKOMAT (JEZERNIK et al., 2003) e o LOPES (VENEMAN et al., 2007a). No primeiro, o usuário é suspenso com auxílio de um colete adaptado ao seu tamanho e suas pernas são fixadas a equipamentos laterais (como pernas robóticas) e com base em uma série de dados cinemáticos e dinâmicos do robô, um computador controla o ritmo da caminhada e as respostas do corpo. Já o segundo, foi apresentado como o primeiro exoesqueleto de membro inferior com articulações inerentemente complacentes, sendo de fato capaz de proporcionar uma alta assistência mantendo uma baixa impedância de saída, graças à sua estratégia de atuação SEA (VENEMAN et al., 2007a).

Neste trabalho será utilizado o exoesqueleto modular de membros inferiores Exo-TAO, como base para o desenvolvimento do novo exoesqueleto (Exo-TAO 2.0), que apresenta características de modularidade tanto na possibilidade de trabalhar uma ou mais articulações do usuário como na forma de ativação das juntas do sistema robótico (SANTOS et al., 2017; SANTOS; SIQUEIRA, 2018). O acionamento das juntas do Exo-TAO (quadril, joelho e tornozelo) é realizado por atuadores elásticos em série que possibilitam a implementação do controle de impedância variável durante as fases da marcha, garantindo uma interação segura com o usuário (SANTOS; CAURIN; SIQUEIRA, 2017).

2 OBJETIVOS

O objetivo deste trabalho de conclusão de curso é projetar, construir e avaliar um protótipo de andador com suporte de peso para exoesqueleto de membro inferior, bem como um novo exoesqueleto robótico para membros inferiores, anatômico, ajustável e com junta multiaxial no quadril, a partir do Exo-TAO. Nesse sentido, este trabalho estudará as possíveis soluções do ponto de vista mecânico como de ergonomia e desenvolverá métodos, em um design preliminar, para a resolução dos principais problemas encontrados nos equipamentos anteriores, possibilitando ao usuário, em um futuro próximo, a utilização de uma estrutura de suporte com um exoesqueleto de forma segura, confortável e eficiente. Por fim, mostra a integração física entre os dois projetos, que se complementam para formar uma plataforma unificada de reabilitação. Adicionalmente, será realizada uma análise de falhas utilizando a metodologia DFMEA (*Design Failure Modes and Effects Analysis*) com o objetivo de identificar potenciais falhas, propor melhorias e fornecer recomendações para futuras pesquisas e o aperfeiçoamento dos dispositivos desenvolvidos. Essa abordagem busca contribuir para a continuidade e o refinamento dos projetos aqui apresentados, garantindo maior eficiência e segurança nas aplicações práticas

3 REVISÃO BIBLIOGRÁFICA

3.1 Pré-requisitos cinemáticos

Para o projeto proposto, primeiramente devem ser estudadas algumas características mecânicas a serem aplicadas no seu desenvolvimento. Dessa forma, é de fundamental importância a análise e comparação da biomecânica humana com as características dinâmicas e cinemáticas idealizadas para o novo exoesqueleto, de forma a garantir uma interface robô-humano confortável e antropomórfica. Em Cenciarini e Dollar (2011) é feito um levantamento de considerações biomecânicas relacionadas ao desenvolvimento de exoesqueletos robóticos para membros inferiores. O artigo traz uma revisão das especificações de diversos exoesqueletos, levantando em consideração fatores como alinhamento e compatibilidade cinemática, amplitude de movimento da articulação e torques máximos. São discutidos também alguns pré requisitos de projeto, como:

1. **Graus de liberdade (DOF):** Dispor de graus de liberdade suficientes para permitir o movimento livre dos membros na aplicação;
2. **Amplitude de movimento (ROM):** Apresentar uma faixa de ângulos de movimentos nas juntas do robô maior ou igual aos ângulos máximos das juntas humanas;
3. **Torque:** Prover torques compatíveis com as juntas humanas;

Esses pré requisitos são difíceis de serem alcançados de forma exata devido as diferenças biomecânicas existentes entre os diversos usuários, portanto torna-se necessário fazer um compromisso entre algumas características e realizar uma análise cinemática dos exoesqueletos já existentes. Nesse trabalho, vamos analisar e propor soluções apenas para os itens 1 e 2, já que os torques aplicados serão provenientes dos atuadores já desenvolvidos, aplicados no Exo-TAO e que serão mantidos.

O levantamento de dados relevantes para esse projeto são compilados em uma tabela apresentada em (CENCIARINI; DOLLAR, 2011) e mostrada na Figura 1, que exhibe os graus de liberdade por articulação de cada exoesqueleto analisado, além das amplitudes (ângulos) de cada junta por tipo de movimento.

Os subíndices a, b, c e d na Figura 1, representam respectivamente inversão/eversão, flexão/extensão, adução/abdução, e rotação interna/externa. A Figura 1 mostra primeiramente os principais DOF (com amplitude considerável de movimento) das articulações humanas, assim, para o quadril humano temos 3 DOF: Flexão/extensão, adução/abdução e rotação interna/externa. O joelho apresenta 2 DOF: Flexão/extensão, rotação interna/externa. Por fim, o tornozelo apresenta 2 DOF: Flexão/extensão e inversão/eversão.

Analisando as juntas dos exoesqueletos, pode-se perceber que a maioria deles apresenta 2 ou 3 graus de liberdade no quadril, caracterizando uma junta multi-axial. Todos os

Figura 1 – Levantamento de DOF e ROM por exoesqueleto

Bio-mechanical Properties	Joints	Values for Biological Lower Limb [1, 17-19]	Augmenting Exos				Assistive Exos			
			BLEEX (Univ. of California) [4, 20, 21]	MIT Exoskeleton (MIT) [2, 5, 22]	MIT Knee Exoskeleton (MIT) [9]	NTU-LEE (Nanyang Technological Univ.) [10]	DGO/Lokomat (Hocoma, Switzerland) [11, 23]	LOPES (Univ. of Twente) [12, 24, 25]	KNEXO (Brussels University) [13]	ALEX (Univ. of Delaware) [14]
DOF	Hip	3	3	3	N/A	2	1	2	1 (un-actuated)	2
	Knee	2	1	1	1	1	1	1	1	1
	Ankle	1 (+1) ^a	3	2	N/A	2	N/A	N/A	N/A	1
ROM [deg]	Hip	140/15 (F/E) ^b ; 40/30-35 (Ad/Abd) ^c ; 15-30/60 (In/Ext) ^d	121/10 (F/E) ^b ; 16/16 (Ad/Abd) ^c ; 35/35 (In/Ext) ^d	45/20 (F/E) ^a	N/A	60/20 (F/E) ^b	N/A	60/30 (F/E) ^b ; 15/15 (Ad/Abd) ^c	N/A	N/A
	Knee	120-140/0-10 (F/E) ^b ; 10-15/30-50 (In/Ext) ^d	121/0	90/0	100/0	120/0	N/A	90/0	90/0	N/A
	Ankle	40-50/20 (F/E) ^b ; 30-35/15-20 (Inv/Ev) ^a	45/45 (F/E) ^b ; 20/20 (Inv/Ev) ^a	15/15 (F/E) ^a	N/A	30/20 (F/E) ^b	N/A	N/A	N/A	N/A

Fonte: (CENCIARINI; DOLLAR, 2011)

exoesqueletos analisados incluem ao menos flexão/extensão, que é o grau de liberdade primário.

O Exo-TAO já apresenta esse grau de liberdade no quadril e será mantido, esse mecanismo não apresenta grandes problemas de projeto, visto que o membro está em um plano que contém o eixo de rotação da junta. O segundo DOF mais usado nos exoesqueletos analisados e que será adotado neste projeto é o grau de adução/abdução, esse grau de liberdade é fundamental para uma marcha antropomórfica e natural, entretanto apresenta alguns desafios de projeto devido ao offset existente entre o membro e o centro da junta, gerando desalinhamentos na trajetória de movimento. O grau de rotação interna/externa não será adotado, visto que ocorre em pequena amplitude na marcha, não gerando grandes influências no movimento. Além disso, um outro grau de liberdade pouco discutido nos artigos estudados é o grau de obliquidade pélvica durante a marcha, isto é, a rotação do plano coronal da pelve (definida como o ângulo entre o plano horizontal e o eixo medial-lateral da pelve). Durante a marcha, esse movimento é um dos principais responsáveis por promover o escorregamento do usuário dentro do exoesqueleto, gerando desalinhamentos, assim, será adicionado também uma terceira junta na parte posterior do quadril do novo exoesqueleto, responsável por gerar rotação e acompanhar o ciclo de obliquidade pélvica na caminhada.

Para o joelho, pode-se concluir que todos os exoesqueletos analisados utilizam apenas o grau de liberdade de flexão/extensão, visto que o ROM da rotação interna/externa de joelho é muito limitado. Dessa forma, será mantido esse grau de liberdade neste projeto.

No tornozelo podemos perceber que, além da flexão/extensão já existente no Exo-TAO, a aplicação do grau de liberdade de inversão/eversão é bastante recorrente e ocorre constantemente no movimento da marcha, portanto, esse DOF será adicionado neste

projeto.

A Tabela 1, mostra o tipo e o número de DOFs associados a cada junta do exoesqueleto que será desenvolvido.

Tabela 1 – Determinação dos graus de liberdade em cada junta do exoesqueleto

Junta	N° de DOF	DOF
Quadril	3	Flexão/Extensão*; Adução/Abdução**; Obliquidade pélvica**
Joelho	1	Flexão/Extensão*
Tornozelo	2	Flexão/Extensão**; Inversão/Eversão**

Fonte: Elaboração Própria

^{1*} Possibilidade de atuação ^{2**} Resistência passiva

Os graus de liberdade de flexão/extensão nas três juntas dos membros inferiores (quadril, joelho e tornozelo) já estão presentes no Exo-TAO. Assim, serão mantidos as juntas utilizadas tanto na forma do mecanismo quanto na amplitude de movimento. Entretanto, para as juntas que vão gerar os novos graus de liberdade (adução/abdução e obliquidade pélvica no quadril e inversão/eversão no tornozelo) serão definidos as amplitudes/ângulos de movimento a serem adotados no projeto de cada junta.

Segundo Ammann et al. (2022), a abdução/adução do quadril durante a marcha apresenta amplitude angular que variam entre 4,8° até 8,5°. Já em Michaud, Gard e Childress (2000), indivíduos saudáveis exibem um ângulo de obliquidade pélvica de 5° a 7° de cada lado durante a marcha. Por último, em Liu et al. (1997) temos uma amplitude de inversão do tornozelo de $5,2^\circ \pm (5,9^\circ)$ e de eversão de $9,7^\circ \pm (4,9^\circ)$.

Logo, levando em consideração o pré requisito 2, os dados mostrados na figura 1 e os valores descritos acima, podemos definir a amplitude de movimento para cada uma das novas juntas a serem projetadas, mostradas na Tabela 2.

Tabela 2 – Determinação da amplitude de movimento em cada junta do exoesqueleto

Junta	DOF	ROM
Quadril	Flexão/Extensão	120°/120° ^{3*}
	Adução/Abdução	25°/25°
	Obliquidade pélvica	15°/15°
Joelho	Flexão/Extensão	120°/120° ^{3*}
Tornozelo	Flexão/Extensão	120°/120°
	Inversão/Eversão	20°/20°

Fonte: Elaboração Própria

^{3*} Possibilidade do uso de travas ajustáveis

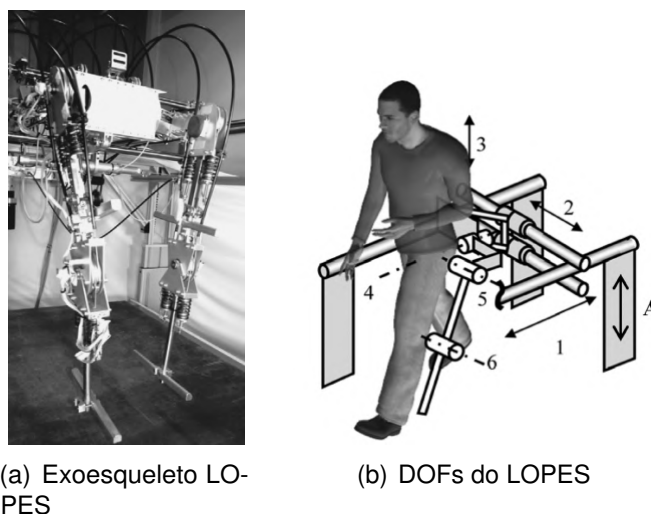
3.2 Requisitos de projeto e análise de mecanismos

Dentro dos requisitos de projeto do mecanismo, são considerados alguns pontos importantes:

1. **Critério de aceitação do usuário:** Como descrito em Kintsch e Depaula (2002), Wessels et al. (2003) os maiores motivos da não utilização de exoesqueletos de assistência e reabilitação são relacionados com sua aparência e facilidade de uso. Convertendo essas características para requisitos de projetos, deve-se buscar um dispositivo leve, próximo ao corpo e que não exija muito tempo e esforço para vestir. Por outro lado, critérios importantes para a utilização de exoesqueletos, segundo os usuários, são: conforto, segurança, efetividade e durabilidade (SCHERER; LANE, 1998; SWINNEN et al., 2017).
2. **Anatomia do quadril:** O padrão de marcha natural e irrestrito do usuário só pode ser alcançado se o exoesqueleto for cinematicamente compatível com a junta do quadril humano (LAGODA; MORENO; PONS, 2012). Idealmente, o centro de rotação deveria coincidir com o centro da junta do quadril, entretanto não é isso que ocorre. Parâmetros biomecânicos como forma e densidade dos ossos ou condições de carregamento são diferentes entre os sujeitos, sendo impossível prever corretamente o movimento do centro da junta (PONS, 2010; CEMPINI et al., 2013). Assim, a melhor abordagem para a solução desse problema é a adoção de juntas redundantes no projeto do exoesqueleto.
3. **Alinhamento:** O correto alinhamento das juntas do exoesqueleto com as articulações do usuário é crucial para garantir a transferência precisa de torque dos atuadores (JARRASSÉ; MOREL, 2012). Assim, devemos criar soluções que permitam o alinhamento e adaptação do exoesqueleto aos diferentes tipos de usuários e movimentos.

O exoesqueleto de membros inferiores LOPES (VENEMAN et al., 2007b) é utilizado na reabilitação da marcha, como mostrado na Figura 2 o dispositivo combina um grau de translação livre e dois graus atuados na pelve do usuário (estrutura de suporte e atuação) com a perna do exoesqueleto que contém três juntas rotacionais atuadas: Duas no quadril e uma no joelho. O tornozelo apresenta três graus de liberdade livres e o joelho apresenta também 1-DOF de adução/abdução livre, mesmo que a amplitude desse movimento seja pequena. A impedância nas juntas são controladas para permitir uma interação bidirecional entre robô e usuário, isto é, permite que o usuário esteja no comando e o robô seja controlado para seguir seu movimento, ou que o robô esteja no comando e ele guie o paciente durante a marcha.

Figura 2 – Análise do exoesqueleto LOPES



(a) Exoesqueleto LOPES

(b) DOFs do LOPES

Fonte:(VENEMAN et al., 2007b)

Fabricado na Suíça, o Lokomat é um aparelho de reabilitação construído com tecnologia robótica e dirigido a pacientes com paralisia cerebral, lesões encefálicas adquiridas, como um traumatismo craniano, e lesão medular, Figura 3. O Lokomat é composto por uma esteira e um sistema de suporte de peso corporal. Possui quatro graus de liberdade, permitindo o controle do movimento de quadril (um grau de liberdade no quadril esquerdo e outro no direito) e joelhos (um grau de liberdade no joelho esquerdo e outro no direito) no plano sagital (BARROSO; SANTOS; MORENO, 2013).

Figura 3 – Exoesqueleto de reabilitação Lokomat

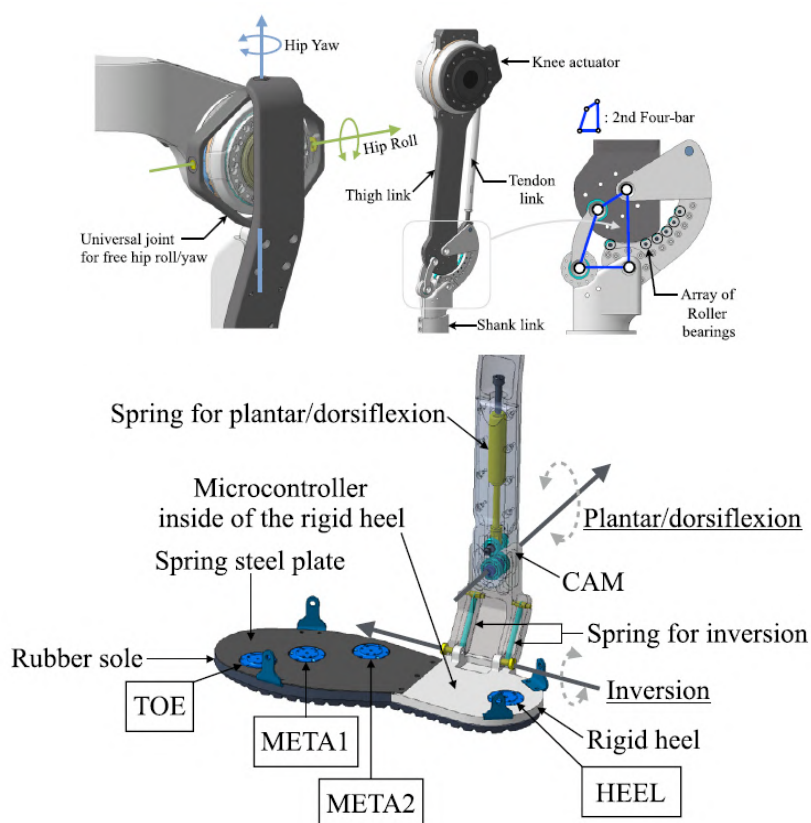


Fonte:(BARROSO; SANTOS; MORENO, 2013)

Visando a assistência da locomoção humana, é proposto em Hyun et al. (2017) o projeto biomecânico de um exoesqueleto ágil e elétrico para membros inferiores, com o intuito de

gerar assistência e suporte de peso ao usuário, denominado HUMA e mostrado na Figura 4. O dispositivo apresenta 12 graus de liberdade com juntas ativas, passivas com molas e livres. Para a flexão/extensão do quadril e joelho são utilizados atuadores elétricos, molas passivas são adicionadas nos graus de liberdade de inversão/eversão e plantar flexão/dorso flexão do tornozelo e duas juntas livres são utilizadas nos demais graus do quadril. No joelho é utilizado um mecanismo policêntrico de quatro barras que é acionado por um atuador elétrico posicionado no meio do segmento da coxa do robô, ou seja, o atuador não está na direção do eixo de flexão/extensão do joelho. Esse tipo de estrutura mecanismo do joelho mostra diversas vantagens relacionadas com: Alinhamento do usuário com o robô durante o movimento, expansão da zona de estabilidade do joelho e a redução do momento de inércia total da perna.

Figura 4 – Mecanismo do quadril, joelho e tornozelo - Exoesqueleto HUMA

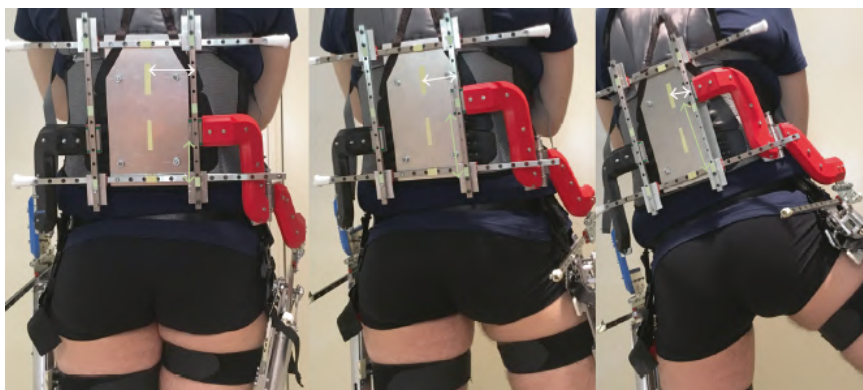


Fonte:(HYUN et al., 2017)

Em Junius et al. (2017) é feito o desenvolvimento de um exoesqueleto para quadril e a avaliação de um mecanismo para compensação de desalinhamentos no sistema de 3 graus de liberdade. O dispositivo desenvolvido é compacto, leve e rápido de ser feito, visto que se utiliza de elementos simples e prototipagem 3D, como mostrado na Figura 5. Os testes com o protótipo mostraram que a amplitude de movimento do usuário com o dispositivo é mantida nos 3 graus de liberdade do quadril, permitindo a manutenção padrão natural

de marcha. O projeto é baseado no teorema dos eixos paralelos, este teorema afirma que o deslocamento de um corpo rígido devido a uma rotação pura sobre qualquer linha é equivalente a um deslocamento devido a uma rotação igual em torno de uma linha paralela juntamente com uma translação perpendicular àquela linha (BEATTY, 1986).

Figura 5 – Exoesqueleto para quadril com compensação de desalinhamentos

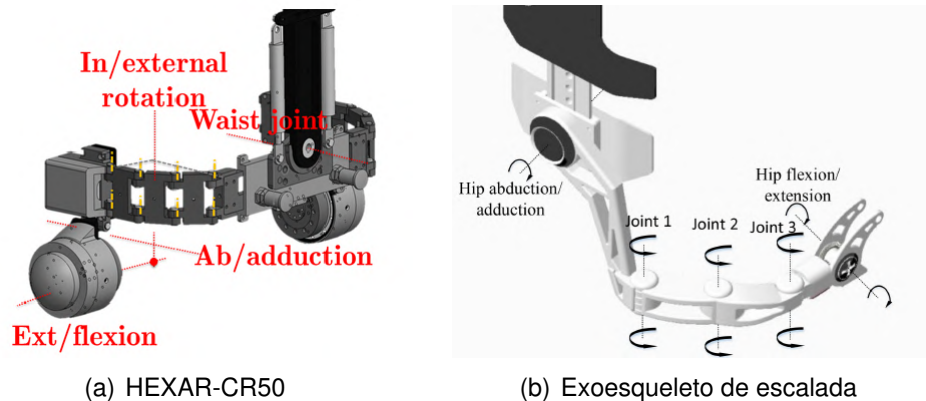


Fonte:(JUNIUS et al., 2017)

O uso de exoesqueletos quase-antropomórficos, é bastante utilizado também para o aprimoramento das capacidades humanas. Em (LIM et al., 2015) é desenvolvido um exoesqueleto para membros inferiores com um design quase-antropomórfico para carregamento e transporte de cargas, denominado HEXAR-CR50, Figura 6 (a). O exoesqueleto possui 7-DOF em cada perna: 3-DOF nas juntas do quadril, 1-DOF na junta do joelho e 3-DOF na junta do tornozelo. As juntas de flexão/extensão do quadril e joelho são atuadas com motores elétricos, o resto dos DOFs são compostos de juntas passivas ou quase-passivas (junta de dorsoflexão/plantarflexão do tornozelo). O exoesqueleto foi projetado com o objetivo de ter 23 kg e o sistema ter a capacidade de carregar uma carga adicional de 20 a 30 kg.

Já em Zhang et al. (2017) é feito do projeto biomecânico de um exoesqueleto de membros inferiores para escalada, nele são projetados novas articulações de ligação que possibilitam a imitação dos movimentos humanos, ou seja, quase-antropomórfico com mostrado na Figura 6 (b). O exoesqueleto apresenta 3-DOF na junta do quadril, o eixo de flexão/extensão passa diretamente pelo corpo e é o principal grau de liberdade. A rotação interna/externa dos quadris foi projetada principalmente para virar durante a caminhada e utiliza-se de múltiplas juntas que permitem que o centro de rotação se mova junto com o quadril humano. A adução/abdução do quadril exigia um design excêntrico e o grau de liberdade foi colocado na cintura, devido a isso, este DOF recebe o torque principal da gravidade, se fosse adicionado uma dobradiça dupla (juntas redundantes) o exoesqueleto concordaria perfeitamente com os movimentos do corpo humano, mas poderia causar um centro de gravidade instável. Neste trabalho o design foi simplificado em uma única estrutura de dobradiça. Além disso, uma junta de 1-DOF é utilizada para o joelho e 2-DOF para o tornozelo (flexão/extensão e eversão/inversão).

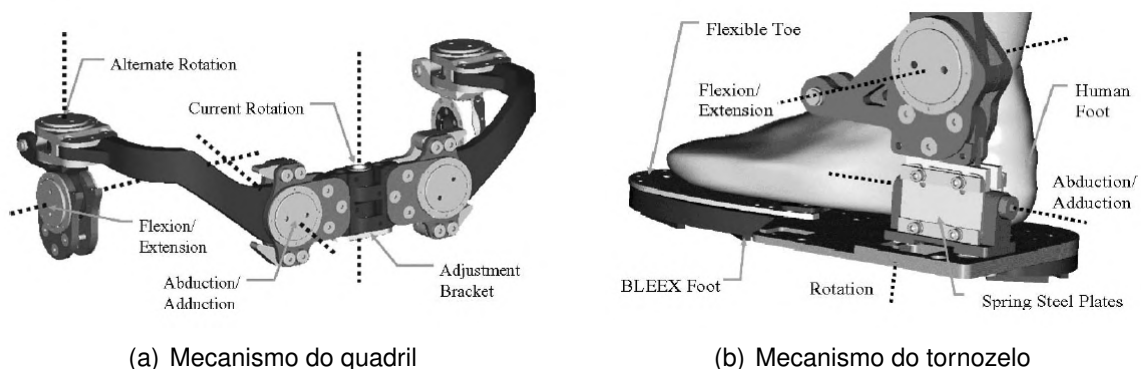
Figura 6 – Análise dos mecanismos do quadril



Fonte: (LIM et al., 2015) e (ZHANG et al., 2017)

Outro exoesqueleto de aprimoramento das capacidades humanas é o BLEEX (Berkeley Lower Extremity Exoskeleton) (ZOSS; KAZEROONI; CHU, 2006), que a partir da força e resistência de um par de pernas robóticas proporciona suporte no carregamento de cargas. O exoesqueleto foi projetado para ser quase-antropomórfico e possui 7-DOF por perna onde 4 ativados por atuadores lineares hidráulicos. Os graus de liberdade do exoesqueleto são divididos da seguinte forma: 3-DOF no quadril, 1-DOF no joelho e 3-DOF no tornozelo como mostrado na Figura 7. O artigo ainda relata, que o mais óbvio seria projetar os 3 eixos de rotação do quadril passando pelo centro da articulação humana (cabeça do fêmur). Entretanto esse tipo design apresentou amplitudes de movimentos limitadas e singularidades nas posturas do usuário, portanto foram projetadas com eixos de rotação concorrentes. No tornozelo, o DOF de adução/abdução é passivamente atuado com uma mola, enquanto o DOF de rotação é completamente livre.

Figura 7 – Análise dos mecanismos - Exoesqueleto BLEEX

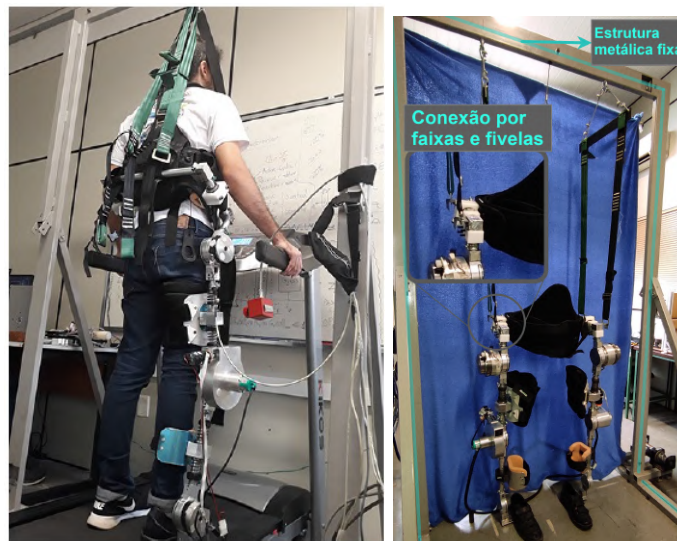


Fonte:(ZOSS; KAZEROONI; CHU, 2006)

4 ANDADOR COM SUPORTE DE PESO

A Figura 8 mostra o sistema de compensação de peso que era utilizado no Laboratório de Reabilitação Robótica para avaliar as técnicas de controle do exoesqueleto Exo-TAO. O sistema é composto de uma estrutura metálica fixa, posicionada em cima de uma esteira ergométrica, e um conjunto de fivelas que prendem as barras laterais e traseira do exoesqueleto (região do quadril) à estrutura fixa. O sistema não possibilita o ajuste da compensação de peso do usuário durante o experimento e mostrou-se desconfortável para a maioria dos usuários que já utilizaram o equipamento. Os problemas enfrentados com essa estrutura foram a motivação para o desenvolvimento do andador com suporte de peso descrito nas seções a seguir.

Figura 8 – Sistema de suporte de peso anterior



Fonte: Elaboração Própria

4.1 Desenvolvimento

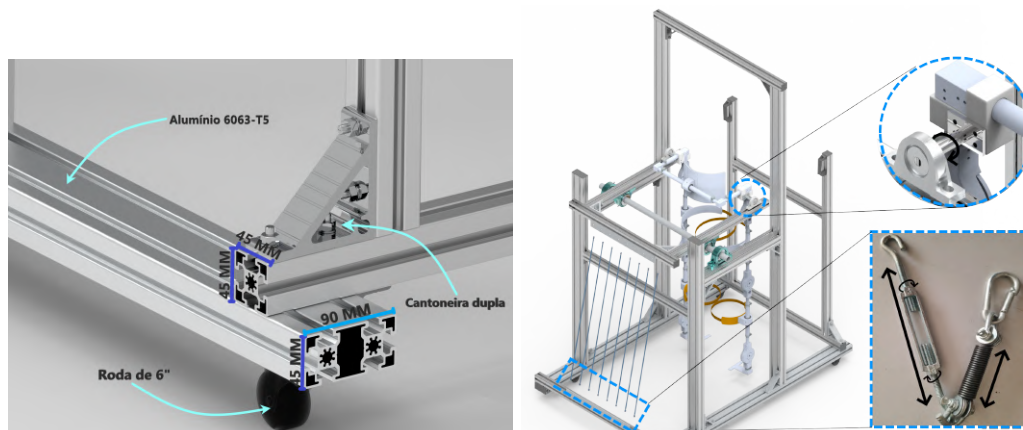
Para o desenvolvimento do andador foram utilizados perfis estruturais de alumínio mostrados na Figura 9 devido a boa relação entre massa e resistência, além da alta capacidade de ajustes que possibilitam alterações nas dimensões do andador.

A liberdade de modificações das configurações do andador é fundamental no que tange a questão ergonômica, visto que são esperados usuários com diferentes padrões e tamanhos corporais. Logo, o uso de perfis estruturais permite a personalização da estrutura, proporcionando conforto e uma melhor interação entre corpo e máquina.

Para a conexão dos perfis, foram aplicadas cantoneiras de duplo parafuso nas áreas mais críticas, que apresentavam maior entrada de força, e cantoneiras simples nas demais conexões. Na estrutura foram usados perfis de 45 mm x 45 mm e 45 mm x 90 mm, entretanto

após os testes com a estrutura montada, concluiu-se que existe possibilidade de otimização para perfis com seções menores.

Figura 9 – Desenho final do andador



Fonte: Elaboração Própria

4.1.1 Base

A sustentação da estrutura do andador é feita pela base, como mostrado na Figura 10. Devido a alta entrada de carga proporcionada pelo suporte de peso descrito em 4.1.4 optou-se por usar perfis de 45 mm x 90 mm, garantindo maior margem estrutural. Além disso, os perfis horizontais menores foram projetados acima das barras maiores visando o encaixe do andador sobre a esteira mostrada na Figura 8, pelo mesmo motivo foram usados também rodízios de 6", viabilizando o uso da estrutura tanto em espaço aberto quanto na esteira ergométrica.

4.1.2 Suporte de peso e apoio para as mãos

O peso do usuário, como mostra a Figura 11, é sustentado a partir de um arco com mais de 2 metros de altura, que pode ou não ser utilizado dependendo do grau de auxílio necessário. Ademais, no projeto foram posicionados um par de perfis verticais com manípulos, para apoio das mãos e auxílio na movimentação. As dimensões e posicionamentos dessas estruturas podem também ser facilmente alteradas devido ao uso dos perfis estruturais, cantoneiras e manípulos parafusados, colaborando com o conforto e posicionamento do usuário.

4.1.3 Braço rotativo e determinação das forças de suporte

A Figura 12 mostra a parte do andador responsável por fornecer um suporte ajustável ao peso do exoesqueleto e do corpo. Esse suporte é realizado a partir de um conjunto de

Figura 10 – Base do andador



Fonte: Elaboração Própria

Figura 11 – Arco de suporte de peso e apoio para mãos



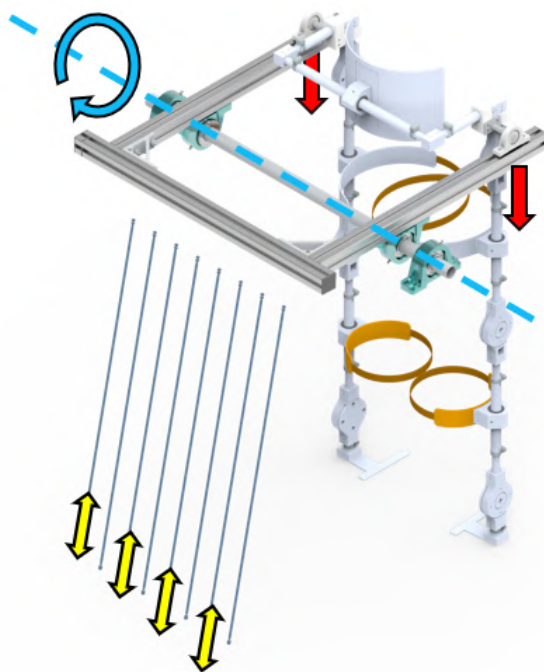
Fonte: Elaboração Própria

elementos elásticos com uma extremidade fixada na parte traseira do braço rotativo, e outra, na base do andador.

Estes elementos podem ser configurados tanto em quantidade quanto em constante elástica, sendo personalizados conforme o grau da necessidade de sustentação exigida pelo usuário e permitindo a diminuição da assistência conforme a evolução do paciente. Utilizando dois pares de mancais, o conjunto gira em torno de um tubo de aço, possibilitando

a rotação dos braços e consequentemente a movimentação vertical do exoesqueleto. Além da movimentação vertical, o uso dos mancais e dos perfis estruturais na montagem do braço rotativo permite a alteração das dimensões laterais e horizontais da estrutura.

Figura 12 – Braço rotativo para suporte passivo



Fonte: Elaboração Própria

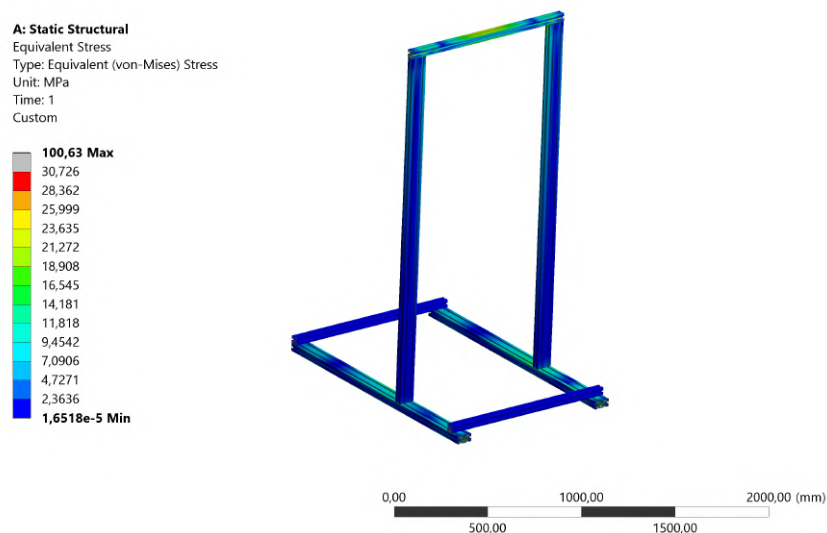
4.1.4 Análise estrutural

O Método dos elementos finitos (MEF) foi empregado na análise estrutural do suporte de peso e da base, já que são as partes mais críticas da estrutura devido a grande entrada de carga. O modelo foi construído no software Ansys Workbench®, onde a geometria foi preparada e as condições de contorno aplicadas.

De acordo com o fabricante, o material usado nos perfis estruturais é o alumínio 6063-T5, dessa forma, suas propriedades mecânicas (Tabela 3) alimentaram o modelo, colaborando para um estudo mais fidedigno. Além disso, empregou-se uma carga distribuída de 2000 N ao perfil superior do arco, representando um carregamento de aproximadamente 200 kg na estrutura de suporte de peso. A Figura 13 mostra os resultados obtidos;

Aplicou-se o método equivalente de von-Mises na análise de tensão, visto que esse método é muito utilizado quando se deseja prevenir escoamento de material dúctil submetido a qualquer condição de carregamento, isso ocorre devido a sua propriedade na qual dois estados de tensão com mesma energia de distorção possuem também a mesma tensão equivalente de von-Mises. Nos resultados obtidos, a força máxima de 100 MPa indicada na Figura 13 foi desconsiderada, pois se caracteriza como uma singularidade proveniente de

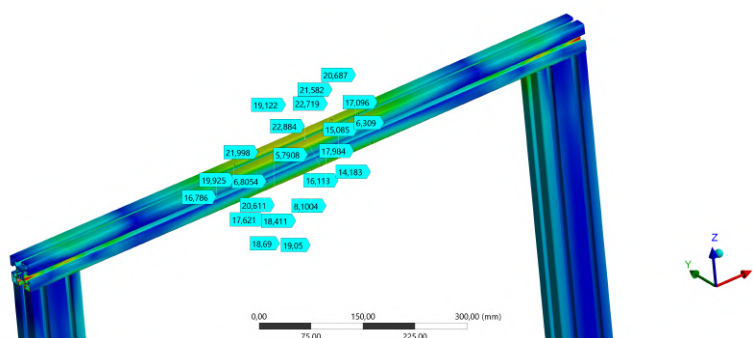
Figura 13 – Análise de tensões por MEF - Suporte de peso



Fonte: Elaboração Própria

juntas ou contatos do tipo fixo que acabam levando a falsas concentrações de tensões. A área mais afetada, como esperado, foi o perfil superior do suporte, local de aplicação da carga distribuída. As tensões mais críticas analisadas nessa área não passaram de 30 MPa como indicado na Figura 14.

Figura 14 – Tensões máximas no perfil superior do suporte



Fonte: Elaboração Própria

Assim, considerando as propriedades mecânicas do alumínio 6063-T5 indicadas na Tabela 3 podemos concluir que o projeto estrutural foi aprovado e o suporte se mostra uma estrutura robusta e segura para os usuários.

Tabela 3 – Propriedades mecânicas - Alumínio 6063-T5

Propriedade	
Tensão de ruptura	186 MPa
Tensão de escoamento	145 MPa
Dureza Brinell	60
Módulo de elasticidade	68.9 GPa
Coefficiente de Poisson	0.33

Fonte: MatWeb.com

4.1.5 Montagem

A Figura 15 mostra a base da estrutura após a montagem, que como esperado, se mostrou fácil devido ao uso de cantoneiras e parafusos de pressão. Além disso, a estrutura é leve e resistente, o arco de suporte de peso foi testado por um usuário de 100 kg e não apresentou nenhum tipo de deformação ou instabilidade, assim como a base da estrutura. O manipulô é também de fácil ajuste e pode ser posicionado tanto nos perfis verticais quanto no horizontal, como mostrado na figura.

Figura 15 – Primeira montagem do andador



Fonte: Elaboração Própria

Após a base e o suporte, o braço rotativo foi montado usando perfis estruturais fixados a quatro mancais e um tubo de 1", no braço foram fixados os módulos elásticos composto por um conjunto de componentes que visam facilidade de ajuste, substituição e retirada

das peças, como mostrado na Figura 16. Para os pontos de fixação na base e no braço rotativo, foram utilizadas porca do tipo olhal, onde foram conectados mosquetões em ambas as extremidades facilitando na retirada e substituição das partes, foi usado também um esticador de cabo com o intuito de possibilitar ajuste de tração e comprimento. Por fim, a elasticidade do módulo é garantida por molas helicoidais de aço, responsáveis pela sustentação elástica passiva do Exo.

Figura 16 – Montagem do braço rotativo e módulo elástico



Fonte: Elaboração Própria

Com todas as partes prontas e conectadas, foi feita a montagem final da estrutura no Exo-TAO (Figura 17) além do posicionamento e ajuste do conjunto para caminhada no solo e na esteira.

4.2 Avaliação

Um questionário ergonômico foi formulado para coletar dados de avaliação pós-uso da estrutura. Os participantes realizaram testes de caminhada tanto no solo quanto na esteira. Na esteira, os usuários caminharam com a estrutura de suporte anterior e com a estrutura atual projetada por 2 minutos, a uma velocidade de 1 m/s. Além disso, caminharam no solo por 30 segundos utilizando a estrutura atual.

A estrutura foi testada aleatoriamente com 4 usuários saudáveis, sendo 3 homens e 1 mulher, que apresentaram as seguintes características médias: Idade: $21,6 \pm 2$ anos; Altura: $1,721 \pm 0,9$ [m]; Peso: $71,14 \pm 11$ [kg]. Para a avaliação, foi adotada uma escala de 0 a 10, onde 0 - Muito Baixo e 10 - Muito Alto correspondem às características que os precedem, a fim de avaliar a interação do usuário e o conforto.

Figura 17 – Montagem final do Andador com o Exo



Fonte: Elaboração Própria

4.2.1 Ergonomia

A melhora da interação entre corpo e máquina e consequentemente o aumento do conforto do usuário foi um dos principais parâmetros avaliados nestes testes. Assim, foi elaborado um questionário ergonômico com o intuito de obter dados de avaliação pós uso da estrutura, como mostrado na Tabela 4.

Tabela 4 – Avaliação ergonômica dos usuários

Usuário	1	2	3	4
Acessibilidade da estrutura	10	10	10	8
Conforto no posicionamento das mãos	8	10	7	6
Tamanho e facilidade na movimentação da estrutura	6	5	8	7
Sustentação de peso do Exo-TAO	8	10	8	9
Nível de dor ou desconforto	0	0	3	0

Fonte: Elaboração Própria

Observando os dados obtidos com o questionário, podemos notar que a acessibilidade da estrutura, sustentação do peso do Exo-TAO e o nível de dor ou desconforto na utilização, se destacaram positivamente na avaliação do usuário validando os principais objetivos do projeto. Vale ressaltar que o pequeno nível de dor ou desconforto relatado pelo usuário 3 ocorreu devido a uma falta de ajuste das dimensões do Exo-TAO ao corpo, visto que esse usuário apresentava baixa estatura resultando no desalinhamento das juntas e reforçando a importância de um ajuste personalizado para o alcance de uma boa ergonomia.

Analisando o conforto no posicionamento das mãos, foi relatado flexibilidade na estrutura de apoio prejudicando a transmissão da força, além da falta de espaço entre o corpo e

as mãos. Conclui-se, portanto, que a posição dos manípulos deve ser alterada, mudança facilitada pela alta capacidade de ajuste dos perfis estruturais. Assim, a ideia é remover o perfil horizontal onde o apoio está fixado e adicionar dois perfis laterais conectando as barras de apoio das mãos com o pórtico de suporte de peso, tornando mais cômodo e estável o local de posição das mãos e liberando maior espaço para a entrada e posicionamento no andador.

Já os problemas de movimentação da estrutura estão principalmente relacionados ao direcionamento dos rodízios no início da caminhada, já que após os primeiros movimentos as rodas se alinham e a movimentação da estrutura torna-se fácil. Ainda assim, novos sistemas de rodas serão estudados visando solucionar essa dificuldade.

4.2.2 Dados de Controle

4.2.2.1 Marcha em esteira: Comparação das estruturas

O Exoesqueleto Exo-TAO possui encoders e motores modulares com atuadores elásticos em série. Esses elementos são responsáveis por receberem os dados de entrada do usuário como torque, ângulos, deslocamentos e velocidades, e a partir do controle robótico determinar saídas com o intuito de completar os fatores necessários para a marcha do paciente.

Desse modo, caso o peso do Exo-TAO não seja corretamente compensado, os dados de entrada nos motores serão afetados devido ao esforço extra necessário para suportar o peso do exoesqueleto, gerando respostas e um controle menos efetivo.

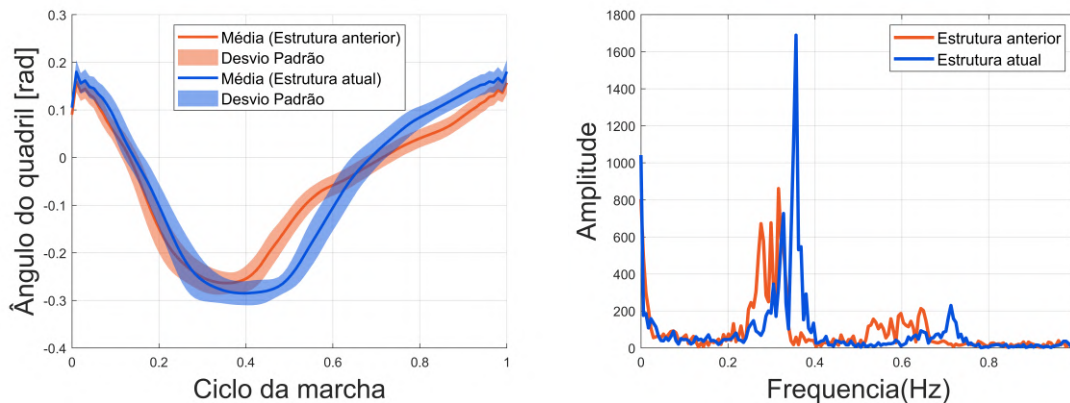
Para os testes citados no começo dessa seção, foram utilizados encoders nas juntas do quadril (não atuado) e um controle PID para o motor posicionado na junta do joelho direito (atuado). Assim, foi possível levantar dados sobre a velocidade, torque e os ângulos nas juntas analisadas durante a marcha em esteira e livre no solo. Os dados foram adquiridos durante todo o tempo do teste e depois transformados em um padrão de ciclo da marcha como mostrado nos gráficos abaixo.

4.2.2.2 Marcha em esteira: Comparação das estruturas

Os dados capturados pelos encoders e motores foram tratados no MatLab® e gráficos do ângulo do quadril com uma análise de fourier e torque do joelho com valores de desvio padrão foram plotados em função do ciclo da marcha, como mostrados nas Figuras 18 e 19.

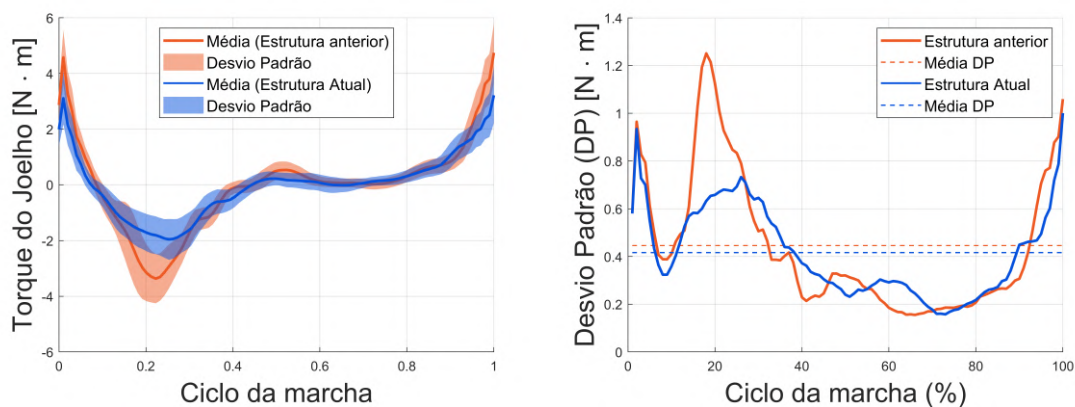
Os dados de movimento do quadril obtidos com a nova estrutura, conforme observado na Figura 18, revelam um leve aumento no ângulo máximo do quadril e uma resposta mais rápida após a flexão. A análise de Fourier da mesma figura destaca que, em termos de análise do ângulo do quadril, a nova estrutura apresenta energia de amplitude mais alta concentrada em uma faixa de frequência mais estreita e elevada. Essa característica indica

Figura 18 – Análise de Fourier do Ângulo esquerdo do quadril durante a marcha



Fonte: Elaboração Própria

Figura 19 – Torque e desvio padrão do joelho direito durante a marcha



Fonte: Elaboração Própria

maior estabilidade e previsibilidade no movimento, sendo visível tanto no primeiro pico (frequência de primeira ordem) quanto no segundo pico (frequência de segunda ordem).

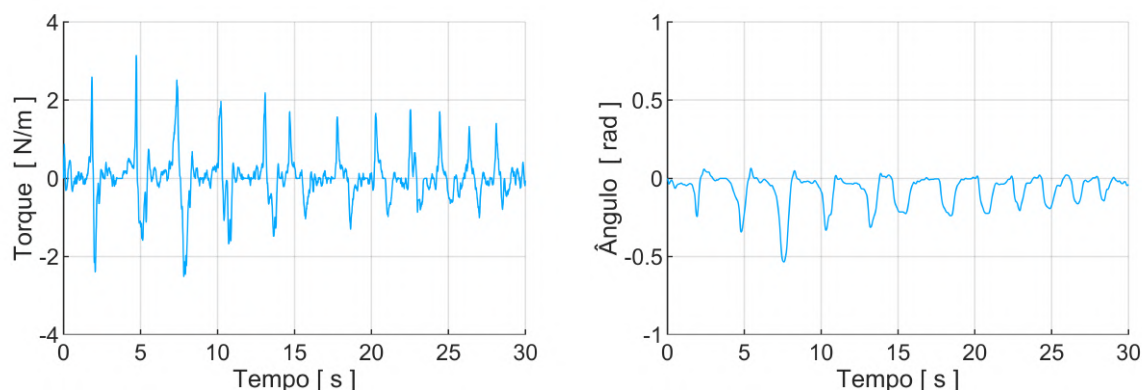
Em relação ao joelho, ao examinar os dados de torque obtidos, observa-se uma redução substancial do torque durante a fase de Midstance (10 - 30% do ciclo). O torque médio máximo registrado na estrutura anterior foi de 3,367 [N.m], enquanto na estrutura atual foi de 1,955 [N.m], representando uma redução de aproximadamente 42% no torque do usuário. Além disso, o desvio padrão indica uma diferença significativa entre as estruturas também na fase de Midstance, mostrando menor variação de torque com a estrutura atual. Esses resultados indicam uma compensação de peso eficaz para o Exo-TAO, resultando em menor impedância e maior transparência no controle robótico.

Por fim, novas técnicas para prever a interação entre o robô e o usuário estão sendo investigadas, com o objetivo de serem incorporadas no código de controle.

4.2.2.3 Marcha no solo: Avaliação da nova estrutura considerando a caminhada no solo

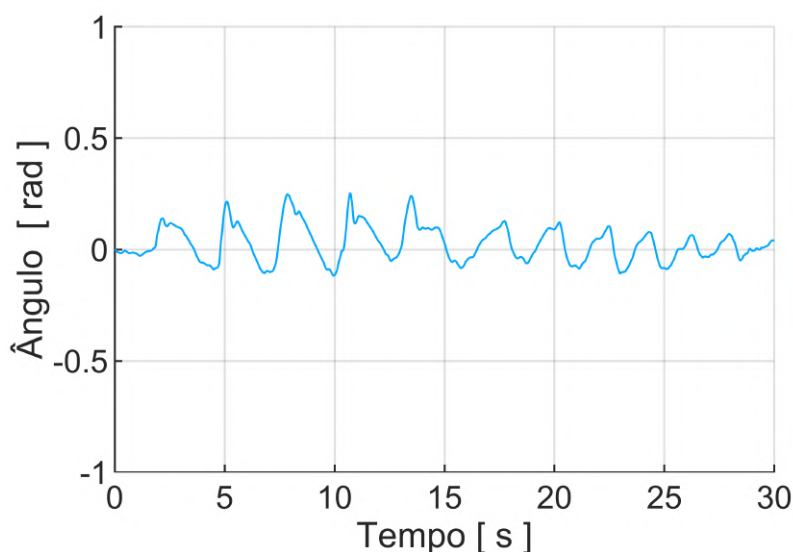
As Figuras 20 e 21 a seguir mostram os dados captados durante a marcha em solo.

Figura 20 – Torque e ângulo do motor (joelho direito) durante a marcha na nova estrutura



Fonte: Elaboração Própria

Figura 21 – Ângulo do encoder (quadril direito) durante a marcha na nova estrutura



Fonte: Elaboração Própria

Para a marcha em solo também foram avaliados os parâmetros de ângulo e torque das juntas analisadas.

Vale ressaltar que o espaço de movimentação da estrutura neste teste era bastante limitado devido a extensão dos cabos de controle e do tamanho da sala utilizada. Assim, evidentemente os dados aquisitados apresentam maiores variações em comparação com o teste anterior, feito com velocidade constante e com a estrutura parada. Entretanto, guardada as proporções, os gráficos mostram curvas bem definidas, com ciclos constantes e valores de picos próximos na vizinhança, dessa forma a marcha pode ser facilmente

caracterizada a partir das informações levantadas, bem como as variações de velocidades e acelerações do usuário em uma caminhada real, fora da esteira.

Ademais, refletindo sobre a autoestima e entrando no campo psicológico do paciente que sofre de AVC ou lesão medular, a caminhada livre no solo simula uma movimentação real e cotidiana no dia a dia de uma pessoa saudável, podendo tornar-se bastante gratificante e motivadora na continuação da terapia.

5 EXOESQUELETO MULTIAXIAL

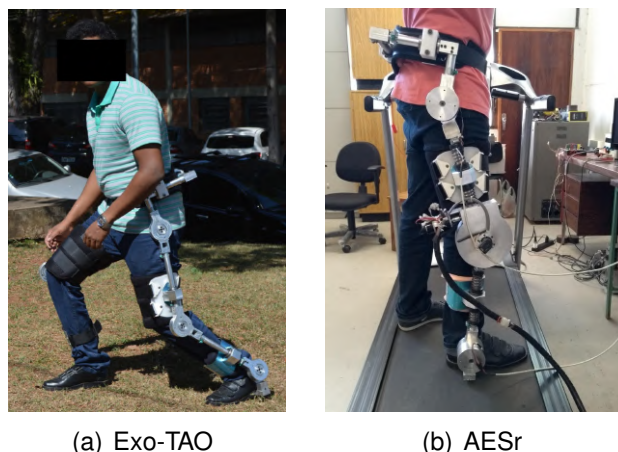
5.1 Desenvolvimento

Assim, como descrito nas seções 1, 2 e 3 o objetivo dessa seção é o de descrever o projeto e desenvolvimento de um novo exoesqueleto com mais graus de liberdades, tomando como base o exoesqueleto Exo-TAO usado no Laboratório de Reabilitação Robótica da USPSC (ReRobLab).

5.1.1 Análise do Exo-TAO

Como descrito por Santos et al. (2017), o exoesqueleto é composto por estruturas tubulares de alumínio e seis juntas livres que fornecem uma característica modular ao sistema. Esse recurso permite que o exoesqueleto seja adaptado para auxiliar o movimento de uma ou mais articulações do usuário. O acionamento do exoesqueleto também é modular, podendo ser feito de forma passiva, por meio de molas e amortecedores, ou ativamente por meio de atuadores. Além disso, seus elos tubulares telescópicos, foram desenvolvidos para ajustar o tamanho dos elos a fim de alinhar as articulações do exoesqueleto com as articulações do usuário, permitindo que o exoesqueleto seja ajustável para atender diferentes pessoas, como mostrado na Figura 22(a). O atuador elástico em série rotacional (AESr), descrito em Santos, Caurin e Siqueira (2017) pode ser montado diretamente no Exo-TAO, como mostrado na Figura 22(b). Ele é constituído de um motor de corrente contínua, um redutor de velocidade de tipo coroa e rosca sem-fim e uma mola torsional customizada.

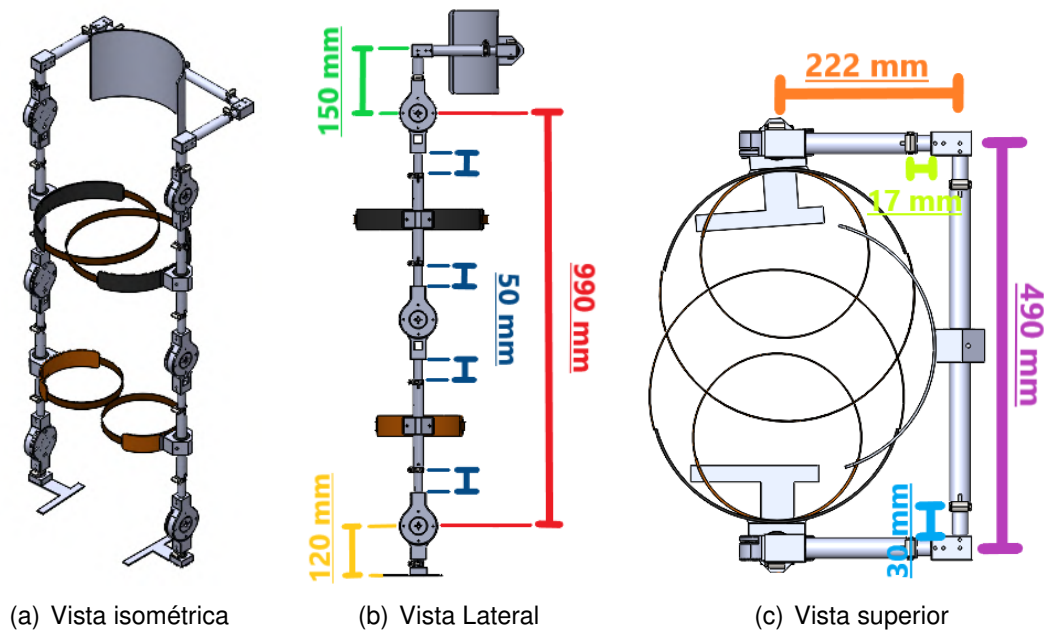
Figura 22 – Exoesqueletos Exo-TAO



Fonte:(SANTOS; CAURIN; SIQUEIRA, 2017)

Primeiramente, foram utilizadas as dimensões de projeto do Exo-TAO como base para a determinação das dimensões gerais do novo exoesqueleto. Para isso, foi utilizado a montagem em CAD do Exo-TAO, como mostrado nas Figuras 23.

Figura 23 – Exo-TAO (CAD e dimensões gerais)



Fonte: Elaboração Própria

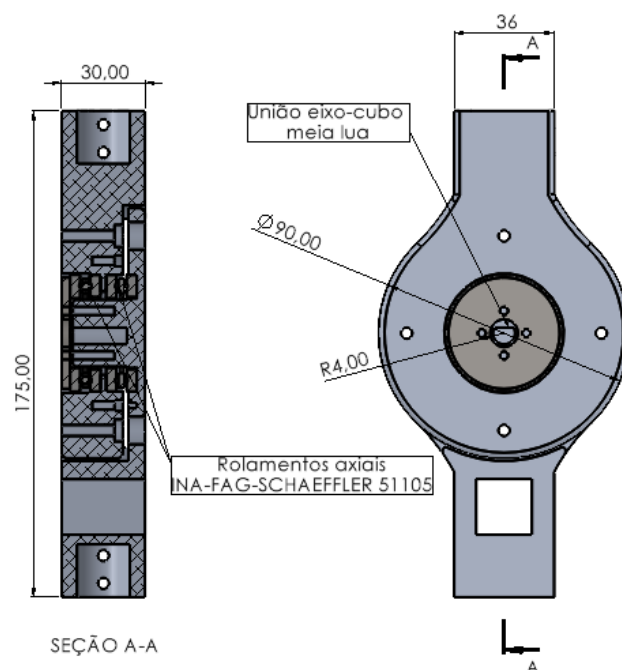
A partir das dimensões indicadas acima, foi possível definir as dimensões gerais do novo exoesqueleto, ajustando os problemas encontrados e considerando os requisitos de projeto já especificados.

5.1.2 Projeto das juntas modulares ativas - quadril e joelho

O Exo-TAO apresentava uma série de problemas mecânicos que afetavam diretamente seu funcionamento, os dados coletados e consequentemente a reabilitação do usuário. Nesse sentido, as juntas modulares mostradas na Figura 22, apresentam uma forma de união eixo-cubo, que gera folgas na transmissão do torque. Assim, foi necessário projetar uma nova forma de união entre o eixo do motor e as juntas modulares. O principal problema da forma de transmissão de torque por meia lua (Figura 24), se encontra na deformação dos cantos do eixo com o uso.

Além disso, foi realizado um estudo estrutural estático no software Solidworks®, utilizando o maior torque possível de ser realizado na junta pelos atuadores elásticos em série (50 N.m) descritos na literatura (GAITANI; SANTOS; SIQUEIRA, 2020). Esse valor de torque foi aplicado em ambas as partes das juntas (no ponto de contato dos rolamentos com a casca (setas roxas na Figura 25)) e as extremidades superior e inferior da junta foram modeladas como uma geometria fixa (setas verdes na Figura 25). A junta era composta por dois rolamentos axiais que também foram representados no modelo de elementos finitos e o material adotado para as partes foi o Alumínio 6061-T6, que tem suas propriedades especificadas na Tabela 5. Por fim, foi realizada uma análise de tensões pelo critério de

Figura 24 – Junta anterior - Dimensões gerais e união eixo-cubo



Fonte: Elaboração Própria

von-Mises visto que esse método é muito utilizado quando se deseja prevenir escoamento de material dúctil submetido a qualquer condição de carregamento (GURSON, 1977).

Tabela 5 – Propriedades mecânicas - Alumínio 6061-T6

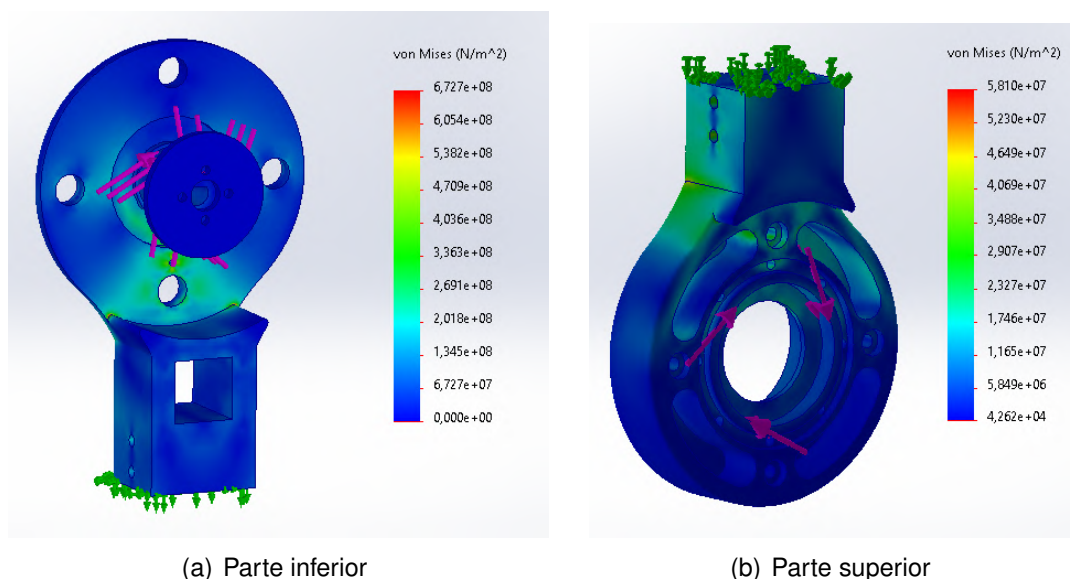
Propriedade	
Tensão de ruptura	310 MPa
Tensão de escoamento	275 MPa
Dureza Brinell	95
Módulo de elasticidade	68.9 GPa
Coefficiente de Poisson	0.33

Fonte: MatWeb.com

Os resultados obtidos pelo Método dos Elementos Finitos (MEF) na junta do Exo-TAO (anterior) são mostrados abaixo.

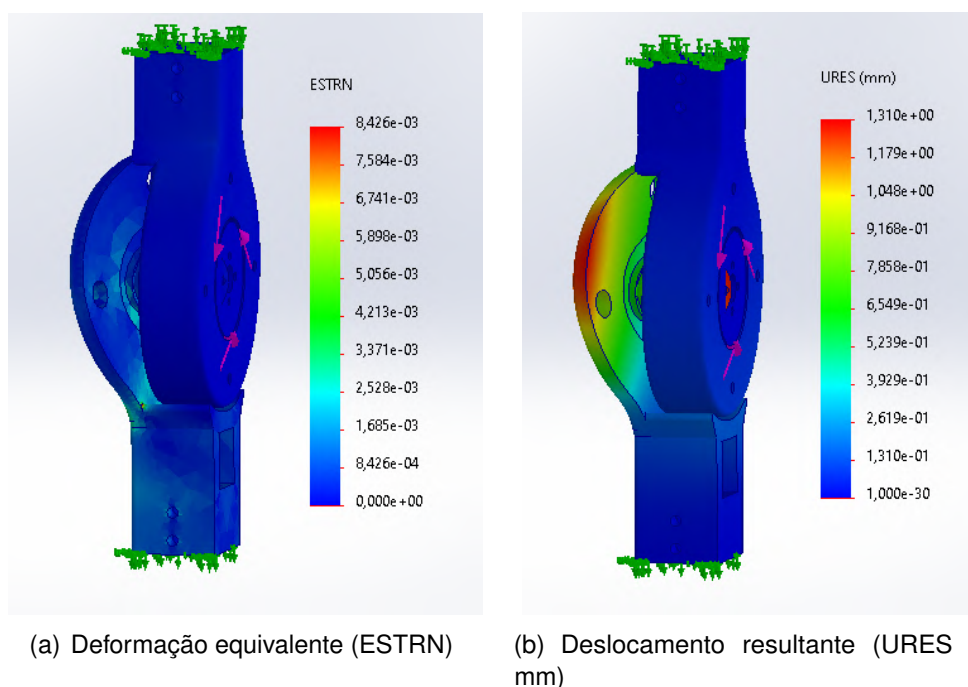
Observando os resultados obtidos na Figura 25, podemos concluir que existem problemas no projeto da junta. O conjunto se mostra super-dimensionado em algumas áreas e apresenta grande discrepância de robustez entre a parte superior e inferior da junta. Mesmo com a adoção de uma situação crítica de condições de contorno, utilizando o maior torque

Figura 25 – Análise de tensões da junta anterior (critério de von Mises)



Fonte: Elaboração Própria

Figura 26 – Análise de deformações e deslocamentos da junta anterior (escala de distorção: 14)



Fonte: Elaboração Própria

que pode ser produzido pelos atuadores e uma restrição do tipo fixo nas extremidades da junta, as tensões encontradas não ultrapassaram a tensão de escoamento do alumínio 6061-T6 na parte superior e na parte inferior algumas áreas indicaram falha por escoamento ou ruptura. Os resultados demonstrados na Figura 26 mostram a possibilidade de um

deslocamento resultante na direção radial, indicando a presença de forças nessa direção. Assim, o uso de 2 rolamentos do tipo axial se mostra uma escolha super-dimensionada na direção axial mas problemática na direção radial que apresenta as maiores cargas, podendo apresentar falhas em uma situação crítica.

Desse modo, além das alterações na forma de união eixo-cubo, foram feitas mudanças no tamanho, geometria e componentes das juntas do quadril e do joelho. Para solucionar os problemas encontrados, esse projeto propõe uma união na forma de acople cônico, mantendo o uso do eixo meia lua, mas adicionando também a força de atrito desse tipo de acople. Isso gera uma união capaz de transmitir o torque necessário para o usuário por meio da chaveta e do atrito entre as partes, sem que ocorra escorregamentos e folgas. A geometria da junta foi alterada, visando manter uma espessura próxima entre a parte superior e inferior e otimizar alguns pontos de baixa tensão. Além disso, algumas modificações foram feitas com o intuito de diminuir a massa total da junta. Os dois rolamentos axiais (INA-FAG-SCHAEFFLER 51105) utilizados foram substituídos por um rolamento rígido de esferas (SKF 16005) que resiste a cargas axiais e radiais em ambas as direções, mas que devido a forma de acople cônica, as cargas axiais serão apenas de compressão, diminuindo a probabilidade de ruptura ou quebra do rolamento.

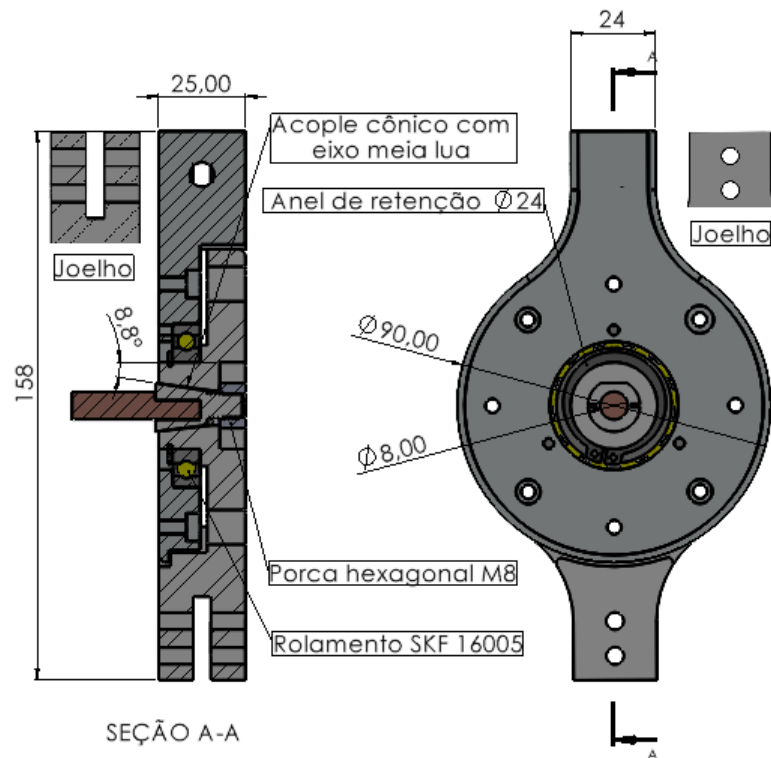
Além disso, devido a necessidade do grau de liberdade de adução/abdução do quadril, as juntas do quadril e do joelho apresentam pequenas diferenças na fixação superior como mostrado na Figura 27, que representa a junta do quadril mas indica as imagens referentes as mudanças do joelho.

Assim como na junta anterior, um estudo estrutural estático também foi feito na atual utilizando as mesmas condições de contorno já descritas anteriormente e aplicando o mesmo material (Alumínio 6061-T6), com o intuito de comparar os resultados obtidos.

Observando os resultados obtidos na Figura 28, podemos perceber que a análise de tensões indica valores na casa dos 50 MPa, não ultrapassando as tensões de escoamento e de ruptura do material. Enquanto na junta anterior, eram encontrados valores na ordem de 500 MPa, bem superiores a resistência do material, para as mesmas condições de contorno. Já a Figura 29, mostra uma deformação equivalente mais concentrada nas extremidades de fixação da junta e não no centro de rotação, não prejudicando o funcionamento e movimentação do mecanismo. O deslocamento resultante se mostrou bem menor e melhor distribuído nas extremidades da junta, isso pode ser observado pela escala de distorção sugerida pelo software (1:96 na junta atual X 1:14 na junta anterior), indicando a necessidade de uma maior escala para gerar a percepção visual de distorção da peça. Além da própria escala do URES que indica um deslocamento resultante máximo de 0,1646 mm na atual e de 1,310 mm na anterior. Por fim, a massa da junta final foi de 493,4 g, enquanto da junta anterior era de 679,3 g, mostrando uma diminuição de aproximadamente 30% na massa final.

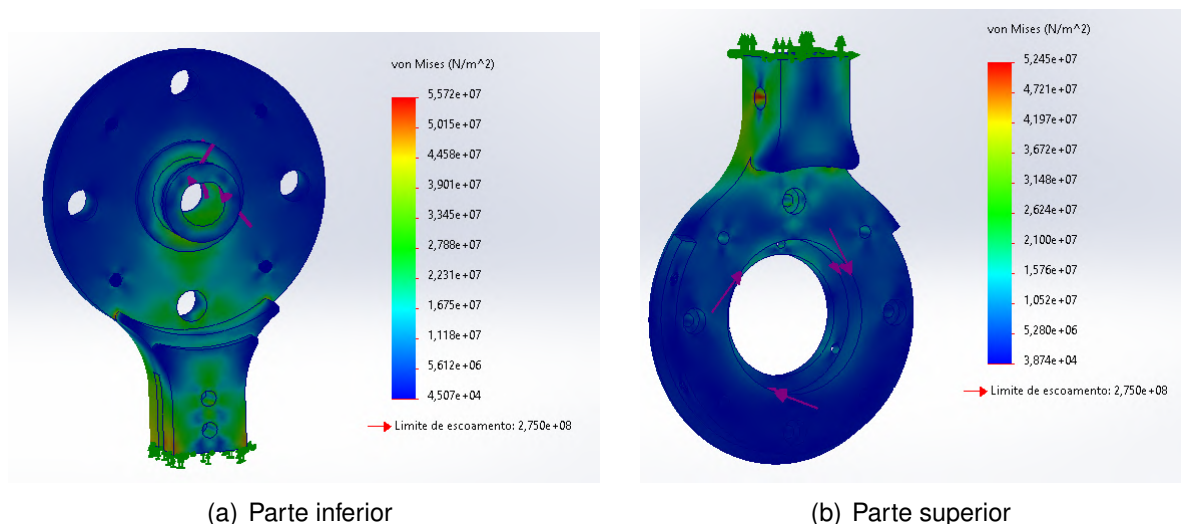
Os resultados se devem principalmente a melhora na distribuição de robustez entre

Figura 27 – Junta atual - Dimensões gerais e união eixo-cubo



Fonte: Elaboração Própria

Figura 28 – Análise de tensões da junta atual (critério de von Mises)



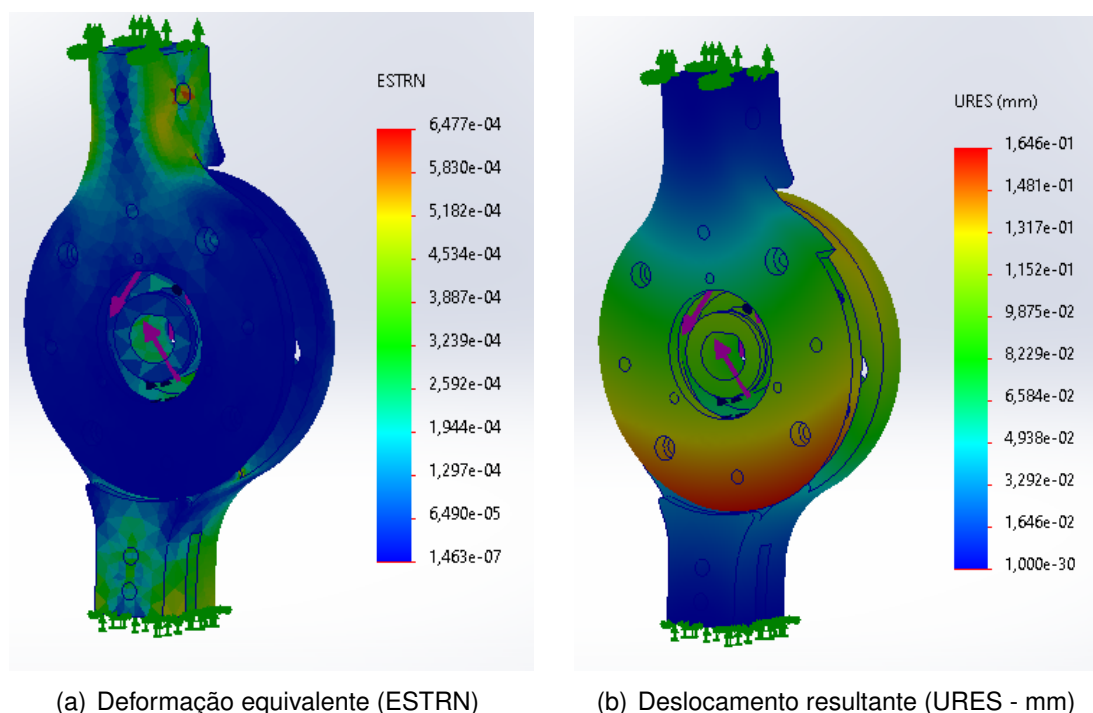
(a) Parte inferior

(b) Parte superior

Fonte: Elaboração Própria

a parte inferior e superior da junta, mudança que só foi possível devido a troca dos dois rolamentos axiais pelo rolamento radial, que possibilitou o projeto de uma junta mais compacta e distribuída. Ademais, as extremidades de fixação do mecanismo anterior se mostravam bastante super-dimensionadas, indicando espaço para otimização topológica

Figura 29 – Análise de deformações e deslocamentos da junta atual (escala de distorção: 96)



Fonte: Elaboração Própria

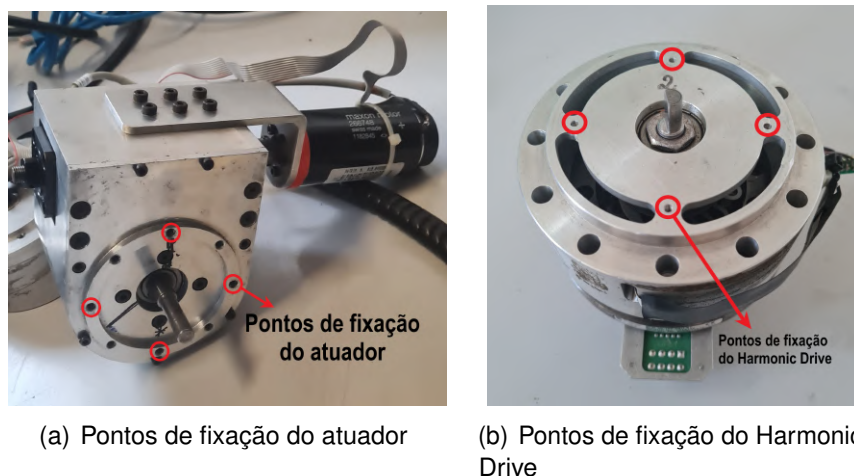
e diminuição de material e massa. Mesmo com a otimização realizada, a junta ainda é super-dimensionada em questão de esforços resultantes, entretanto, não foi possível realizar maiores otimizações no diâmetro devido a um requisito de projeto relacionado a fixação dos motores e atuadores elásticos em série nas juntas (Figura 30). Esses dispositivos são fixados por meio de parafusos conectados a junta e a carcaça dos atuadores e os pontos de fixação não podem ser alterados, visto que essa mudança necessitaria da substituição de todos os atuadores utilizados no Exo-TAO.

Finalizado o desenho em CAD e as análises estruturais, foi feito a prototipagem do mecanismo final da junta (Figura 31) com o intuito de avaliar questões como montagem, fixação e funcionamento do conjunto, que foram validadas.

5.1.3 Projeto das ligações telescópicas de ajuste

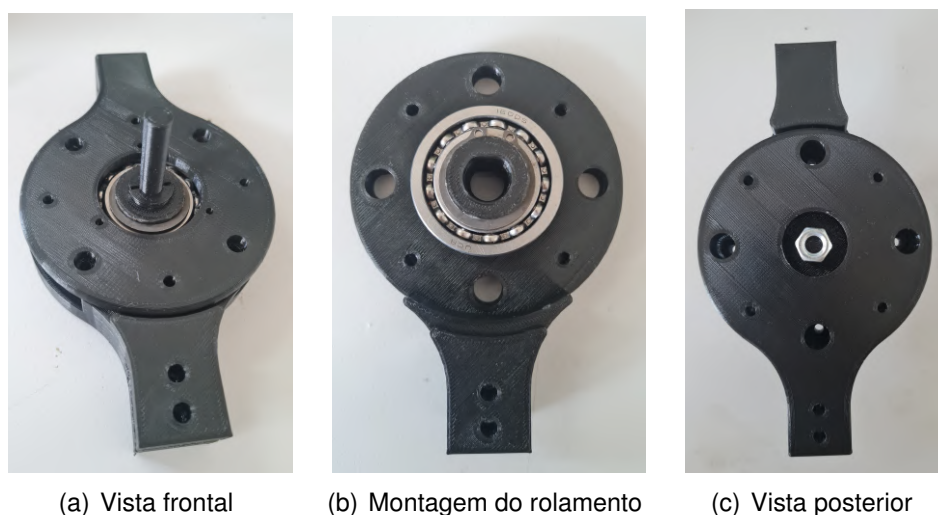
Uma das principais características de um exoesqueleto antropomórfico, é a sua capacidade de se ajustar confortavelmente a diversos usuários. Nesse sentido, é imprescindível que o robô tenha mecanismos de ajuste de tamanho nas diversas dimensões e partes que o compõe. O Exo-TAO apresenta um mecanismo de ligações telescópicas tubulares, contudo esse mecanismo apresentava problemas relacionados ao ajuste por meio de abraçadeiras que eram apertadas nos tubos de alumínio. A ideia da utilização de um mecanismo telescópico foi mantida devido a simplicidade e eficiência desse tipo de ajuste. Entretanto, a

Figura 30 – Restrição de projeto - fixação dos atuadores



Fonte: Elaboração Própria

Figura 31 – Prototipagem da junta final

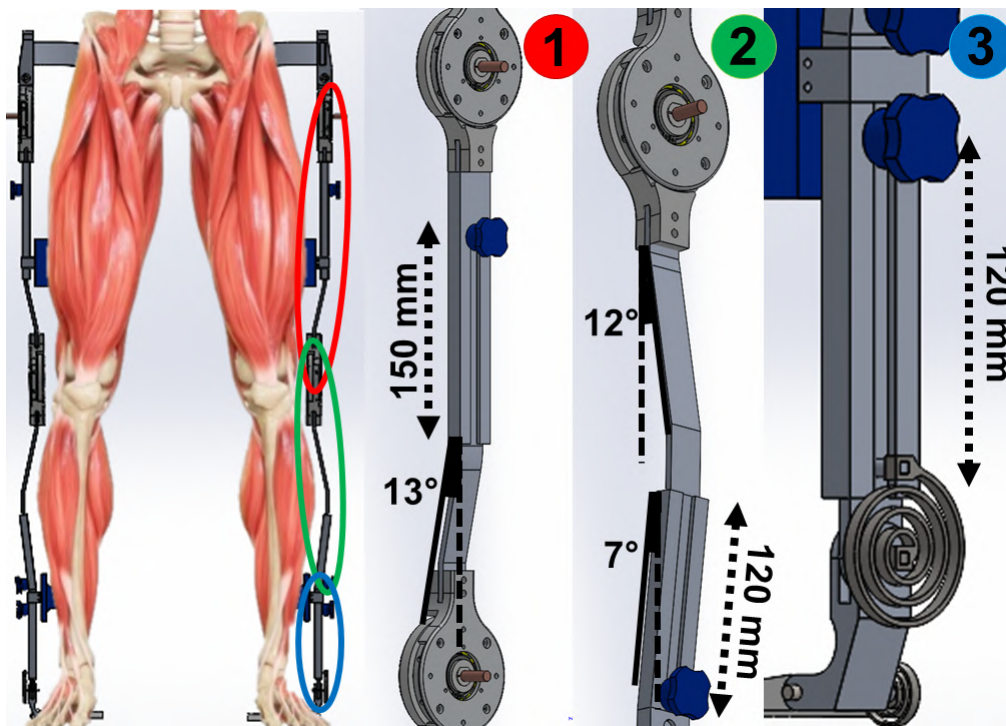


Fonte: Elaboração Própria

seção tubular foi substituída por seção retangular, logo, os tubos deram lugar as chapas que vão desempenhar o mesmo papel. A mudança foi feita pois as chapas são facilmente moldadas, sendo possível produzir uma estrutura que se encaixe melhor nas formas dos membros inferiores. Além disso, a utilização de chapas facilita a fixação, ajuste e travamento das partes, gerando uma estrutura mais segura e confortável. A possibilidade de ajuste ao longo da perna, pode ser feita em 3 dimensões; entre a articulação do quadril e do joelho (1), entre a articulação do joelho e o meio da canela (2) e entre o meio da canela e a articulação do tornozelo (3). Sendo o primeiro e o terceiro ajustes feitos na direção longitudinal, e o segundo em uma direção oblíqua de 7° em relação a longitudinal. Não foram encontradas literaturas que indicavam ângulos médios da anatomia humana, logo, os

ângulos de dobramento das chapas foram escolhidos com base em uma imagem anatômica, como mostrado na Figura 32.

Figura 32 – Ajustes dimensionais e ângulos anatômicos



Fonte: Elaboração Própria

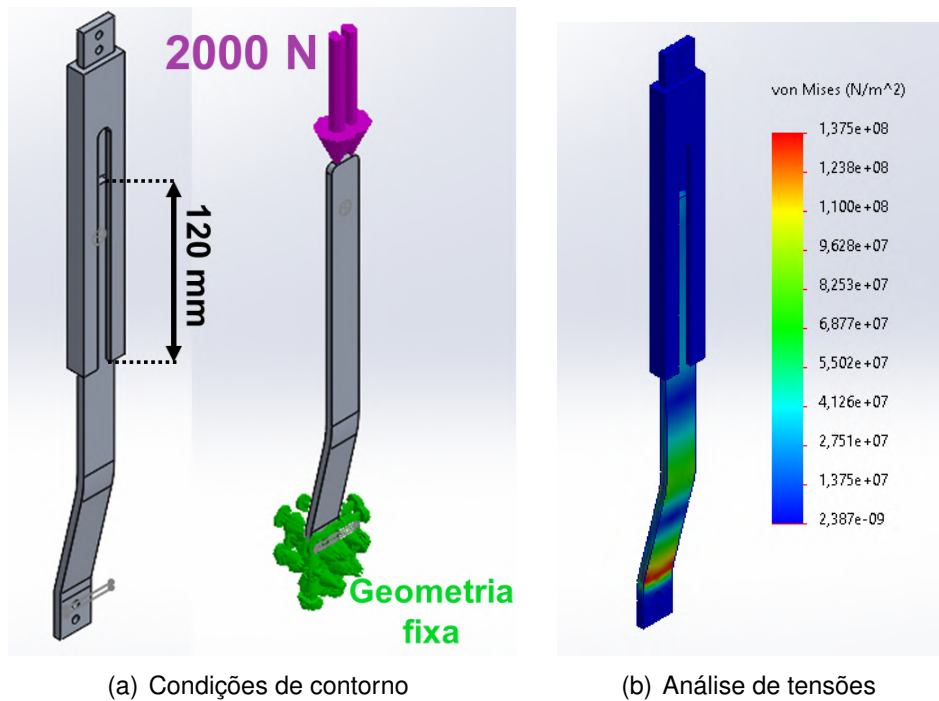
As dimensões de ajustes indicados na Figura 32 se referem ao máximo range capaz de ser ajustado em cada parte do exoesqueleto. O ajuste pode ser controlado pelas porcas de pressão (representadas em azul) projetadas para gerar pressão contra a face da peça fêmea, travando a posição da chapa (macho) em qualquer local ao longo do rasgo mostrado.

Foi feita uma análise estrutural do ajuste telescópico em elementos finitos visando estudar a seção de chapa a ser usada. Considerando que a situação mais crítica do mecanismo ocorre em flambagem (carga normal a seção da chapa), foi modelado um sistema crítico nessa situação e testada em diversas cargas e posições de ajuste, as figuras abaixo ilustram a análise feita em 2 diferentes posições sobre a carga de 2000 N e o material adotado foi o Alumínio 6061-T6 (tabela 5). O parafuso roscado da chapa foi retirado, visando eliminar erros de modelo e estudar apenas a flambagem da seção. As Figuras 33 e 34 representam os resultados de tensão, deformação e deslocamento no ponto de 120 mm da chapa (30 mm de ajuste).

As Figuras 35 e 36 representam os resultados de tensão, deformação e deslocamento no ponto de 80 mm da chapa (70 mm de ajuste).

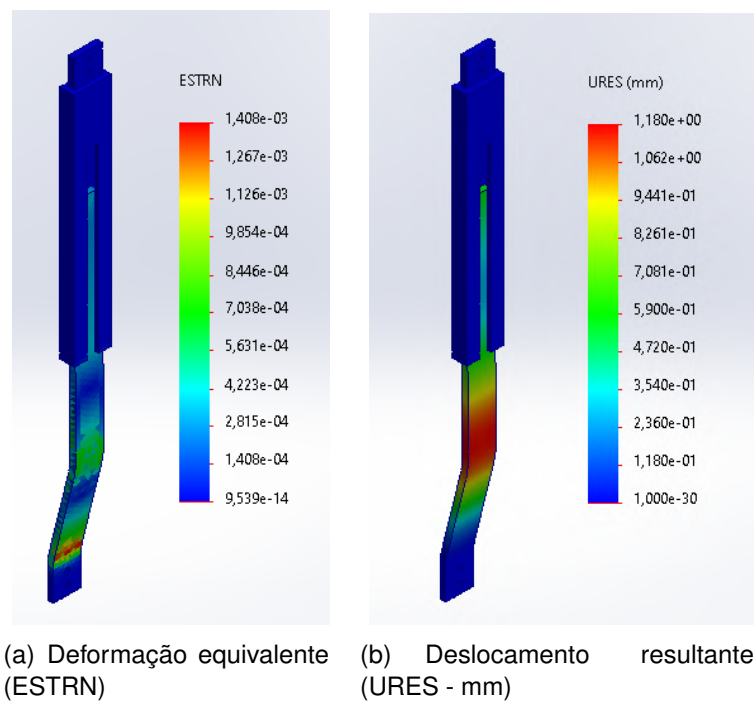
Podemos perceber que quanto maior o ajuste feito, mais crítica a seção fica estruturalmente, devido a menor área de contato com a casca de ajuste (peça fêmea do conjunto). Podemos observar que na situação do ajuste em 80 mm da chapa, a tensão máxima indi-

Figura 33 – Análise estrutural - chapa do quadril em flambagem (120 mm)



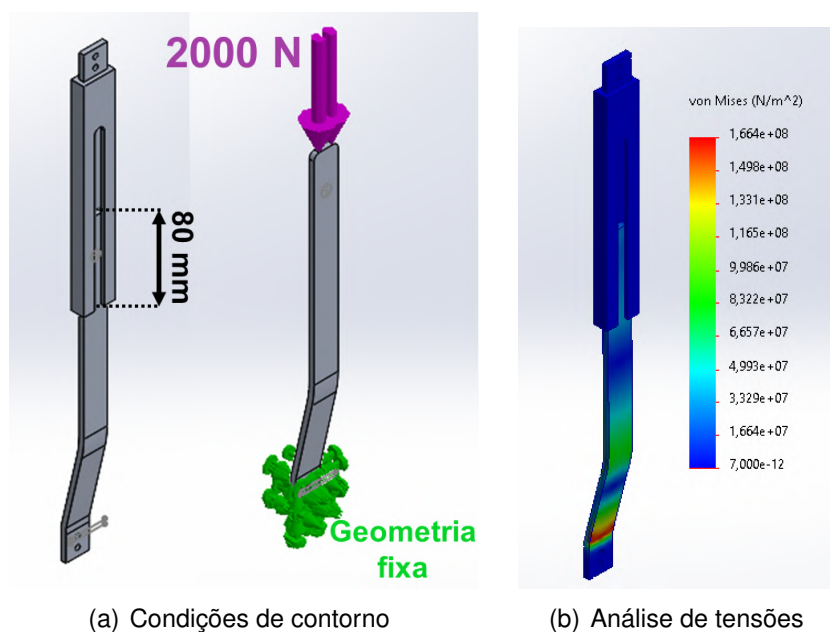
Fonte: Elaboração Própria

Figura 34 – Análise de deformações e deslocamentos - chapa do quadril em flambagem (120 mm)



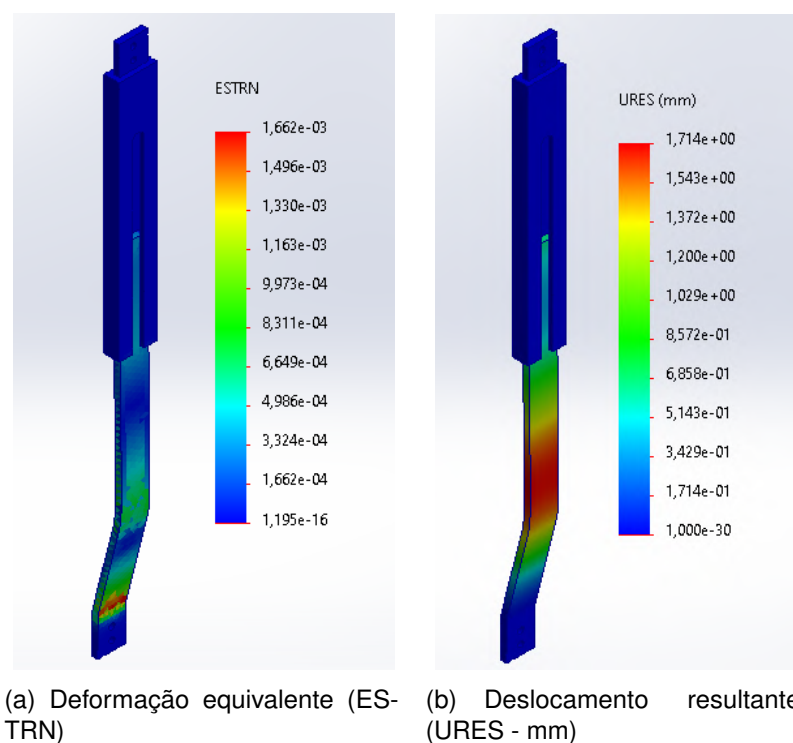
Fonte: Elaboração Própria

Figura 35 – Análise estrutural - chapa do quadril em flambagem (80 mm)



Fonte: Elaboração Própria

Figura 36 – Análise de deformações e deslocamentos - chapa do quadril em flambagem (80 mm)

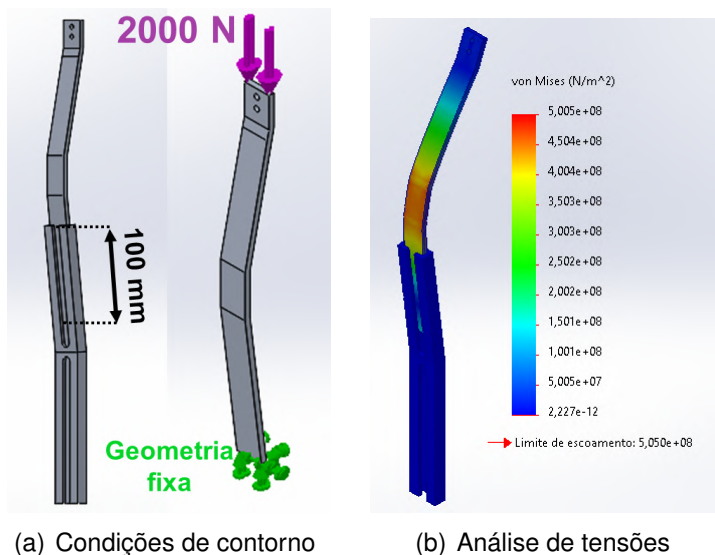


Fonte: Elaboração Própria

cada sob a carga de 2000 N foi de 166,4 MPa, valor próximo do escoamento do material. O mesmo estudo foi feito para o ajuste 2, indicado na Figura 37. Devido o maior comprimento

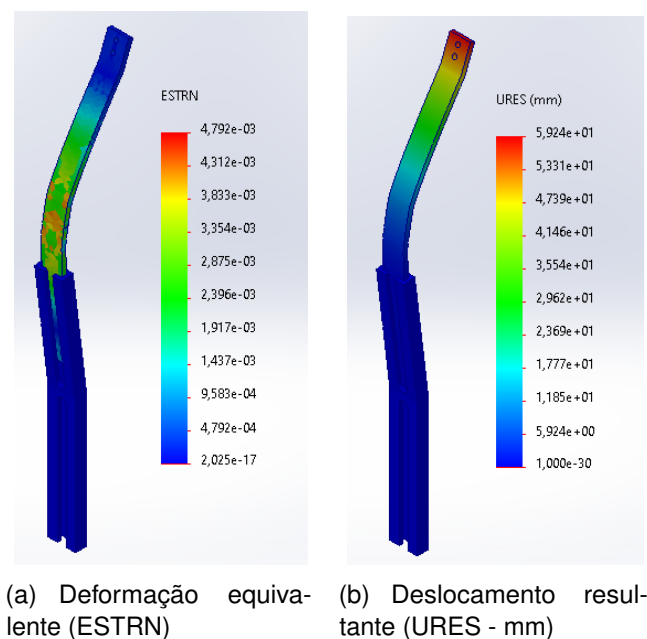
livre de chapa (peça macho do conjunto) e o dobramento em duas posições, era esperado uma maior deformação e tensão equivalente na região, que foi confirmada pelos testes estruturais mostrados nas figuras abaixo:

Figura 37 – Análise estrutural - chapa da canela em flambagem (100 mm)



Fonte: Elaboração Própria

Figura 38 – Análise de deformações e deslocamentos - chapa da canela em flambagem (100 mm)



Fonte: Elaboração Própria

Observando as tensões obtidas na Figura 37, podemos observar que as máximas encontradas estão na ordem dos 500 MPa, representando um aumento considerável em

relação a chapa de ajuste do quadril (33). Logo, foi necessário alterar o material adotado para esse mecanismo com o intuito de melhorar suas propriedades mecânicas sem aumentar a massa da região e consequentemente da estrutura. Nesse sentido, o material escolhido foi o alumínio 7075-T6 e suas propriedades são especificadas na Tabela 6 a seguir.

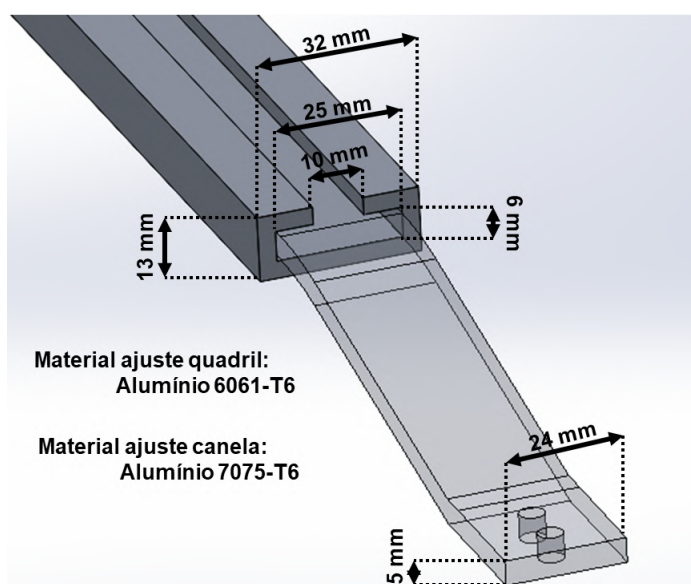
Tabela 6 – Propriedades mecânicas - Alumínio 7075-T6

Propriedade	
Tensão de ruptura	572 MPa
Tensão de escoamento	505 MPa
Dureza Brinell	150
Módulo de elasticidade	71.7 GPa
Coeficiente de Poisson	0.33

Fonte: MatWeb.com

A carga de 2000 N é considerada uma situação super crítica e quase impossível de ocorrer, visto que considera o peso de uma pessoa de aproximadamente 200 kg apoiada sob apenas uma das pernas do exoesqueleto. Assim, o projeto pode ser considerado robusto e validado sob a ótica estrutural desde que utilizado as dimensões de peças e seções indicadas na Figura 39.

Figura 39 – Dimensões dos mecanismos de ajustes



Fonte: Elaboração Própria

Por fim, foi calculada a força de atrito entre a porca de pressão e a peça fêmea do mecanismo, como mostrado na Figura 40, para que a fixação por atrito entre as partes seja efetiva.

De acordo com Hirota (2016), um dos valores de torque médio empregados em porcas sextavadas são de 17 N.m. Para transformar o valor do torque médio aplicado na força normal que vai agir na face da porca temos:

$$\text{Força Normal} = \frac{\text{Momento de Torção}}{\text{Raio do Parafuso}} \quad (5.1)$$

Onde o raio do parafuso adotado é de 5mm. Logo:

$$\text{Força Normal (N)} = 3400N \quad (5.2)$$

Vale ressaltar que de acordo com Pitenis e Dowson (2014), o atrito é independente da área de contato aparente e a resistência é diretamente proporcional a carga normal aplicada sobre as peças. Logo, para calcular a força de atrito resultante, temos:

$$F_{\text{atrito}} = \mu \cdot N \quad (5.3)$$

De acordo com (TOOLBOX, 2004), o atrito estático entre duas superfícies de alumínio varia de 1,05 a 1,35. Vamos adotar o valor mínimo de 1,05, logo:

$$F_{\text{atrito}} = 3570N \quad (5.4)$$

Desse modo, concluí-se que a força de atrito gerada pela porca de pressão é suficiente para aguentar a carga que vai agir no ponto de ajuste.

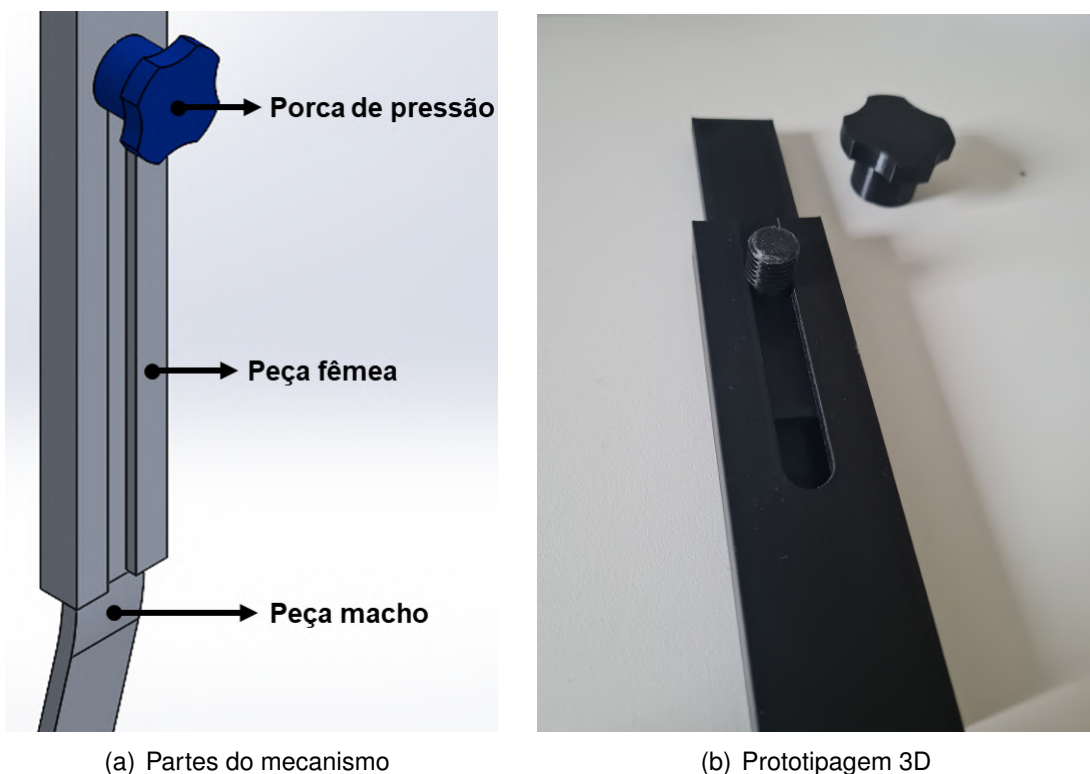
Por fim, foi feito o protótipo do mecanismo de ajuste com o intuito de ajustar possíveis dimensões ou erros.

5.1.4 Projeto dos mecanismos de interface corpo-robô

O projeto da interface entre o exoesqueleto e o corpo humano necessita de uma atenção especial e um mecanismo detalhado capaz de desempenhar as funções necessárias para a geração de uma interface resistente, confortável, ergonômica, ajustável e rígida o suficiente para transferir a força do exoesqueleto para a pessoa, bem como a força da pessoa para o exoesqueleto, gerando uma interação antropomórfica e confiável.

Assim, o exoesqueleto projetado tem 4 focos principais de projeto de interação; Quadril, Coxa, Canela e Pés. Cada um dos membros humanos precisa estar firmemente fixado ao exoesqueleto de forma que todos os graus de liberdade possam ser controlados pelo usuário por meio da transmissão de força e movimento através dos mecanismos de interface.

Figura 40 – Peças do mecanismo de ajuste e prototipagem



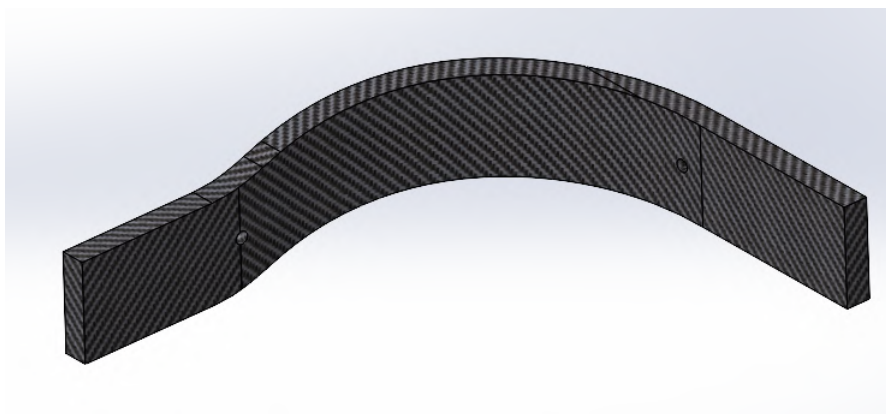
Fonte: Elaboração Própria

5.1.4.1 Mecanismo de interação do quadril

O projeto do mecanismo final de interação do quadril buscou solucionar uma série de requisitos dessa parte do projeto, que resultaram em suas características finais listadas abaixo:

1. Design antropomórfico do mecanismo;

Figura 41 – Peça com design antropomórfico do quadril do exoesqueleto



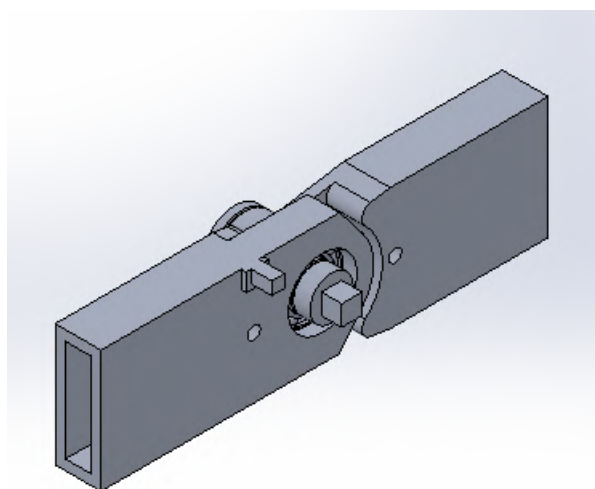
Fonte: Elaboração Própria

A peça mostrada na Figura 41 é responsável pela conexão entre a junta das costas e as juntas modulares ativas do quadril descritas na seção 5.1.2. Assim, ela apresenta uma outra parte idêntica a mostrada acima, entretanto espelhada para o lado direito.

2. Grau de liberdade de obliquidade pélvica de $15^\circ/15^\circ$;

O grau de liberdade relacionado a obliquidade pélvica é adotado utilizando uma nova junta nas costas, como mostrado na Figura 42.

Figura 42 – Junta das costas



Fonte: Elaboração Própria

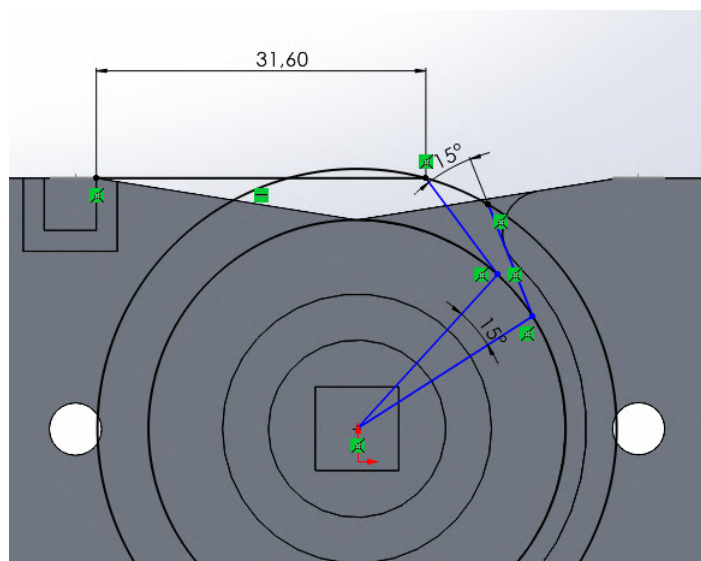
Para o projeto final da junta das costas, além do design mostrado na Figura 42, foram utilizados rolamentos da marca CTK com diâmetro interno de 17 mm, diâmetro externo de 30 mm e 7 mm de espessura, além de um anel elástico para travamento do rolamento.

Para determinar a amplitude de movimento de obliquidade pélvica, foi extrudado uma parte da peça com geometria calculada de forma que as duas partes da junta se encontram quando os 15° são atingidos, travando o movimento da peça, como mostrado na Figura 43. Essa metodologia foi escolhida devido a simplicidade de colocar limites para o movimento das peças sem a necessidade de mecanismos ou elementos extras.

3. Grau de liberdade de abdução/adução de $25^\circ/25^\circ$;

Da mesma forma como feito para a junta das costas, a junta de flexão e extensão do quadril ganhou o grau de liberdade de adução e abdução com amplitude de movimento máxima de $25^\circ/25^\circ$. Para a fixação desse ângulo foi feito um cálculo de design que possibilita a batente entre as duas peças mostradas na figura 44 quando atingem 25° . Além disso, na peça superior podemos perceber 4 furos em um alongamento da peça,

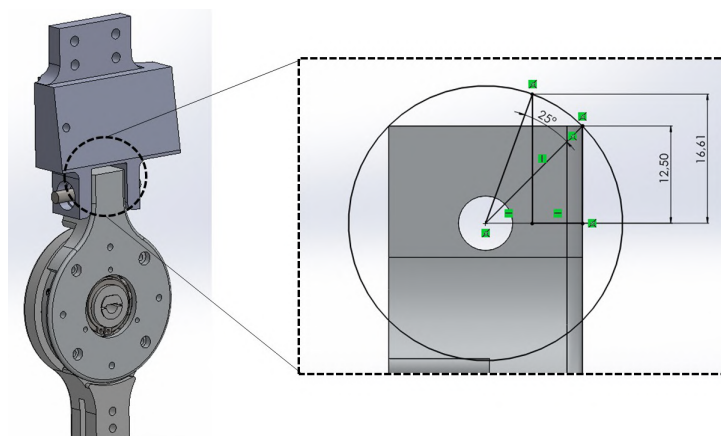
Figura 43 – Determinação da amplitude de movimento no design da peça



Fonte: Elaboração Própria

essa parte foi projetada para a fixação do eixo de conexão entre o exoesqueleto e a estrutura de suporte de peso proposta, como descrito pelo trabalho anterior do autor (COELHO; JAIMES; SIQUEIRA, 2023).

Figura 44 – Mecanismo de adução/abdução e determinação da amplitude de movimento no design da peça



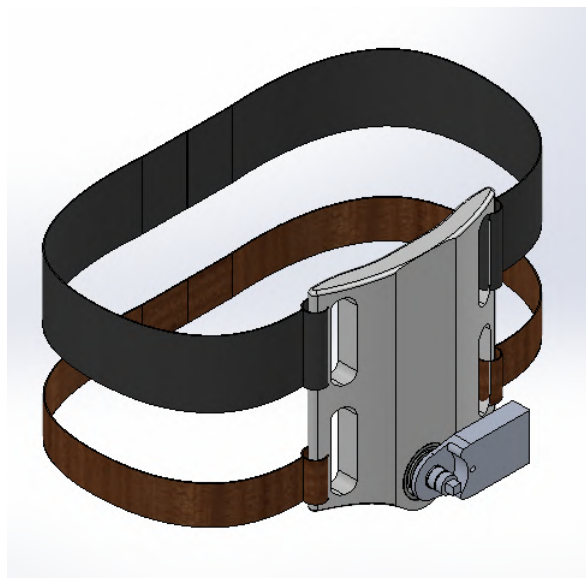
Fonte: Elaboração Própria

4. Apoio para as costas independente e dupla fixação no corpo;

O dispositivo mostrado na Figura 45 foi projetado com o intuito de gerar estabilidade ao usuário bem como ao exoesqueleto, visto que previne a torção e o desalinhamento do robô com o usuário em movimentos de flexão e extensão.

Além disso, foram feitos dois rasgos de cada lado do suporte para a fixação de fivelas, faixas e/ou velcros responsáveis por fazer a conexão do exoesqueleto com o usuário.

Figura 45 – Mecanismo de apoio para as costas



Fonte: Elaboração Própria

Assim, a fixação superior é posicionada na região do abdômen do usuário enquanto a inferior é fixada na área da cintura, gerando uma boa interação entre as partes.

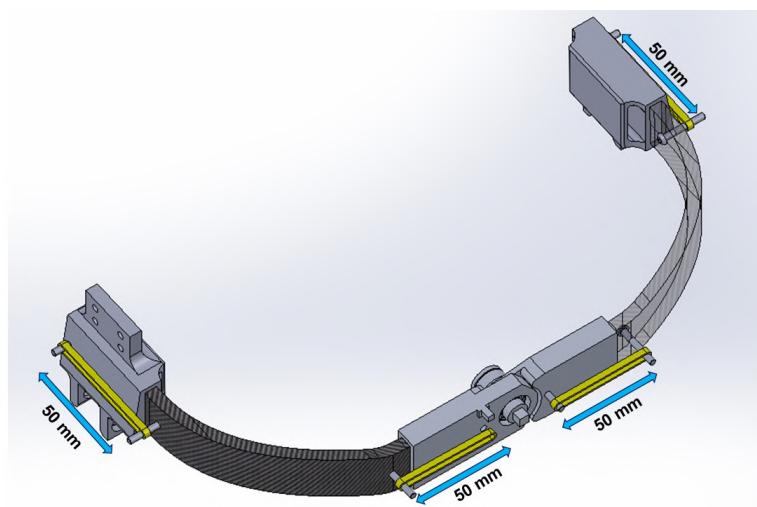
Também foi colocado um rolamento CTK, com diâmetro interno de 25 mm, externo de 47 mm e espessura de 8 mm com o intuito de tornar independente a rotação da junta das costas com o apoio do usuário, permitindo uma interface estável. A peça de suporte conta também com uma pequena envergadura e bordas arredondadas prezando pelo conforto e ergonomia do usuário.

5. Ajuste elástico das dimensões do quadril; O mecanismo proposto na Figura 46 apresenta 4 pontos de ajuste, dois no plano coronal (junta das costas) e dois no plano transversal do corpo (juntas do quadril), cada um com uma amplitude de movimento de 50 mm.

O design dessa parte do exoesqueleto foi feito com dimensões menores em relação a maioria dos usuários que utilizam o exoesqueleto, é como se o exoesqueleto quando em repouso estivesse "apertado" na região do quadril. Quando o usuário veste o exoesqueleto os pontos de ajuste deslizam aumentando o tamanho e se adaptando ao quadril do usuário, os elásticos são esticados gerando uma força de retorno que garante o posicionamento ideal, próximo ao corpo.

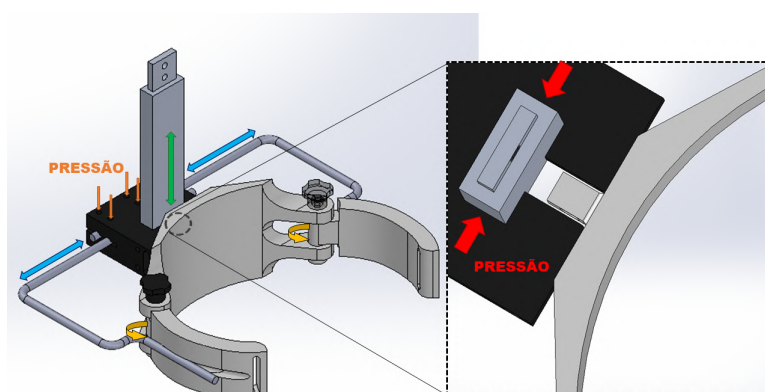
6. Mecanismo de conexão entre exoesqueleto e estrutura de suporte.

Figura 46 – Mecanismo de ajuste elástico das dimensões



Fonte: Elaboração Própria

Figura 47 – Mecanismo de interface para a coxa e canela do usuário



Fonte: Elaboração Própria

5.1.4.2 Mecanismo de interação da coxa e canela

O mecanismo mostrado na Figura 47 é o mesmo tanto para o ponto de contato com a coxa quanto para a canela do usuário com escalas de tamanho diferentes, dado os diâmetros médios do membro em cada região.

Todo o mecanismo é fixado por parafusos que geram pressão contra as áreas que precisam ser rígidas quando o exoesqueleto está em uso, mas também de fácil ajuste para a adaptação em diferentes usuários. Assim, a peça na cor preta representada no desenho pode correr livremente (seta verde) na peça cinza que está posicionada por toda a extensão da coxa do usuário, sendo possível ajustar a posição de fixação na perna. Com a posição definida, parafusos apertam a extremidade da peça preta gerando uma pressão (setas vermelhas) no macho do conjunto.

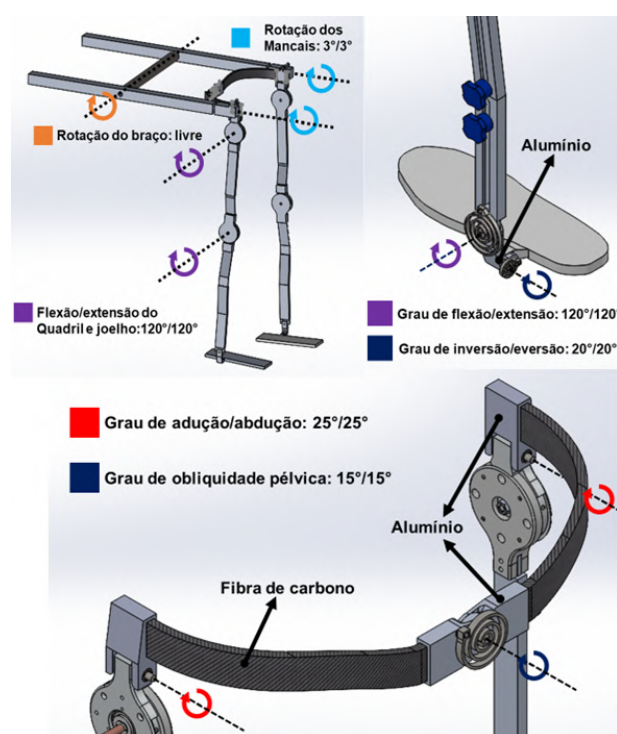
Além disso, a peça é ajustável quanto ao diâmetro do membro do usuário a partir das duas "abas" que podem rotacionar (setas amarelas) em relação a peça fixa. As barras circulares que saem da peça preta são responsáveis por ajudar na transmissão da força de forma sólida, do exoesqueleto para o usuário, bem como do usuário para o exoesqueleto diminuindo os desalinhamentos e desconfortos entre humano e robô como descrito por Jaimes, Coelho e Siqueira (2023), trabalho com autoria também do aluno.

5.1.5 Análise dinâmica e cinemática

Com a primeira montagem feita, torna-se possível realizar a construção de um modelo dinâmico e cinemático aproximado de todo o sistema.

Para facilitar as relações e o posicionamento entre as partes do exoesqueleto, foram projetadas novas peças simplificadas que simulavam geometricamente o projeto original. Os graus de liberdade descritos na seção 3.1 foram adotados no modelo, bem como as outras relações cinemáticas entre as peças que o compõe. Além disso, foi modelado o sistema de braços rotativos do andador descrito na seção 4.1.3, com o intuito de entender o comportamento da estrutura projetada como um todo, tornando o modelo mais realista. A Figura 48, mostra um pouco das simplificações feitas na região do quadril/fêmur e os graus de liberdade de rotação do braço e dos mancais autocompensadores presentes no andador já desenvolvido.

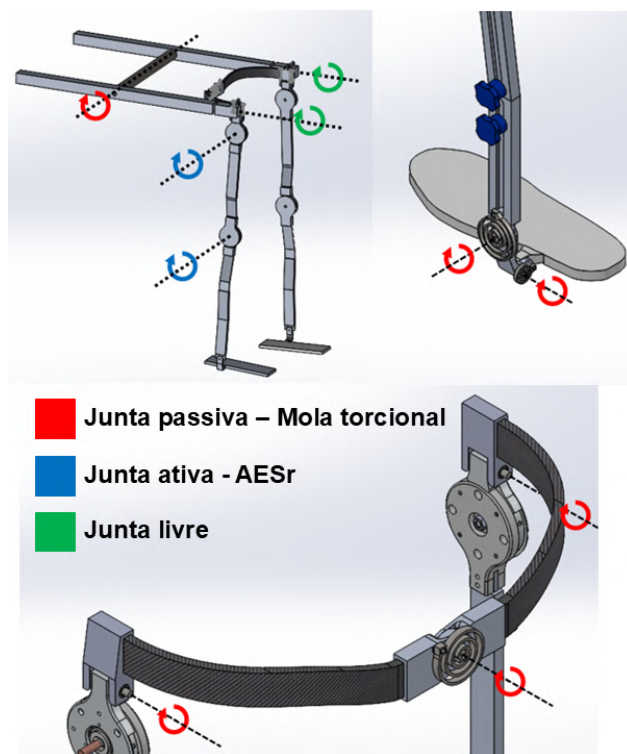
Figura 48 – Modelo cinemático simplificado do sistema



Fonte: Elaboração Própria

Já a Figura 49, mostra a natureza de atuação em cada junta, podendo ser Passiva, Ativa ou Livre.

Figura 49 – Dinâmica - Atuadores e elementos passivos



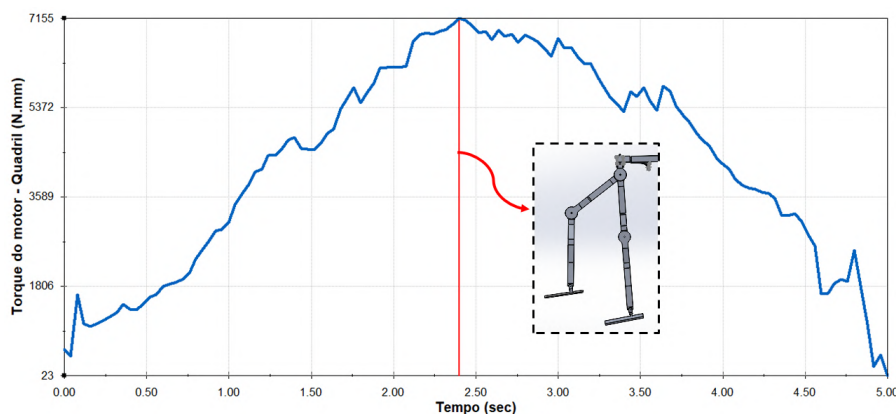
Fonte: Elaboração Própria

O modelo proposto foi simulado no Solidworks Motion®, os materiais e momentos de inércia foram adicionados e as molas torcionais foram modeladas nos graus de liberdade que não possuem capacidade de acoplamento de motores ou atuadores. Além disso, o modelo levou em conta a gravidade e solo do ambiente. Com o sistema modelado, uma sequência de simulações foram feitas com o intuito de obter informações dinâmicas e cinemáticas do exoesqueleto.

1. **Torque necessário na junta do quadril:** O objetivo dessa simulação era o de obter o torque necessário pelo usuário para flexionar a junta do quadril de 0° até 90° , vestindo o exoesqueleto. Para isso, foi modelado um motor rotativo no quadril com movimento comandado pela distância (mover a junta de 0° a 90°) durante um tempo pré-definido (5s). Terminada a simulação, foi possível plotar um gráfico do torque gerado por esse motor pelo tempo de atuação além de conseguirmos identificar o ponto de máximo torque, como mostrado na Figura 50.

Podemos concluir, que o torque máximo obtido pelo modelo foi de 7155 N.mm ou 7,155 N.m.

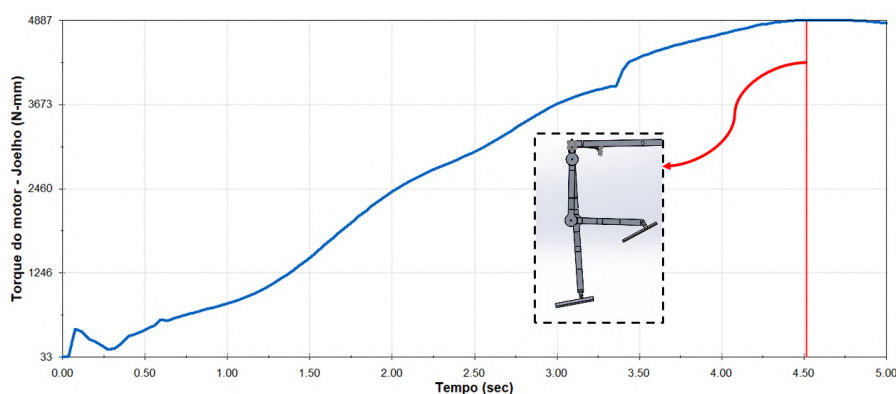
Figura 50 – Torque necessário na junta do quadril



Fonte: Elaboração Própria

2. **Torque necessário na junta do joelho:** Assim como a anterior, o objetivo dessa simulação era o de obter o torque necessário pelo usuário para flexionar a junta do joelho de 0° até 90° , vestindo o exoesqueleto. Para isso, foi modelado um motor rotativo no joelho com movimento comandado pela distância (mover a junta de 0° a 90°) durante um tempo pré-definido (5s). Terminada a simulação, foi possível plotar um gráfico do torque gerado por esse motor pelo tempo de atuação além de conseguirmos identificar o ponto de máximo torque, como mostrado na Figura 51.

Figura 51 – Torque necessário na junta do joelho



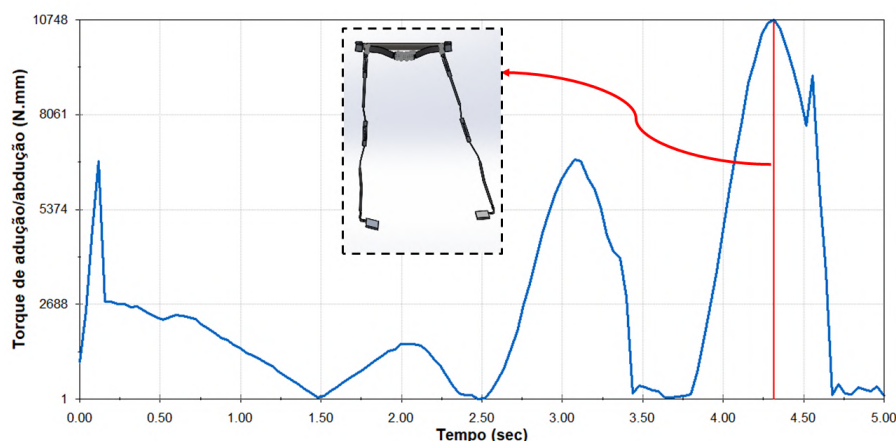
Fonte: Elaboração Própria

Podemos concluir, que o torque máximo obtido pelo modelo foi de 4887 N.mm ou 4,887 N.m.

3. **Torque de adução/abdução:** O objetivo da simulação é o de obter o torque necessário pelo usuário para a abdução da junta do quadril de 0° até 25° (amplitude de movimento discutida na seção 3.2), vestindo o exoesqueleto. Para isso, foi modelado um motor rotativo no eixo de adução/abdução com movimento comandado pela distância (mover

a junta de 0° a 25°) durante um tempo pré-definido (5s). Terminada a simulação, foi possível plotar um gráfico do torque gerado por esse motor pelo tempo de atuação além de conseguirmos identificar o ponto de máximo torque, como mostrado na Figura 52.

Figura 52 – Torque necessário na junta de adução/abdução do quadril



Fonte: Elaboração Própria

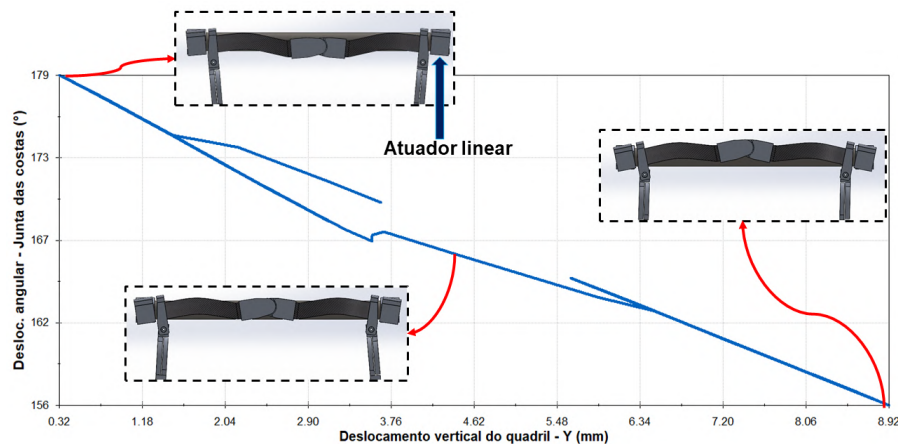
Podemos concluir, que o torque máximo obtido pelo modelo foi de 10748 N.mm ou 10,748 N.m.

- 4. Relação entre o ângulo da junta das costas (Ob. Pélvica) e o deslocamento vertical do quadril:** O objetivo da simulação é o de obter o deslocamento angular da junta das costas (descrita na seção 5.1.4.1) em função do deslocamento vertical do quadril, ou seja, a trajetória do ponto do quadril em Y. Para isso, foi modelado um atuador linear na extremidade da conexão do quadril. Esse dispositivo era comandado por um deslocamento pré-definido de 8 mm, com base na literatura (JUN et al., 2018). Terminada a simulação, foi possível plotar um gráfico do ângulo de obliquidade pélvica gerada na junta das costas em relação ao deslocamento vertical do ponto onde o atuador linear foi posicionado, como mostrado na Figura 53. A curva obtida apresenta algumas variações provenientes da vibração gerada na simulação e pelos pontos de referência que deviam ser indicados em duas peças distintas, entretanto, utilizando uma reta média conseguimos obter os resultados.

Podemos concluir, que o deslocamento angular em função do deslocamento vertical do quadril pode ser modelado por uma função linear com um coeficiente angular de $2,67^\circ/\text{mm}$.

Os dados obtidos nas simulações mencionadas podem ser utilizados para compensar a inércia do exoesqueleto por meio dos algoritmos de controle dos atuadores. Além disso, esses dados permitem determinar características importantes do exoesqueleto, como a

Figura 53 – Ângulo da junta das costas em função do deslocamento vertical do quadril



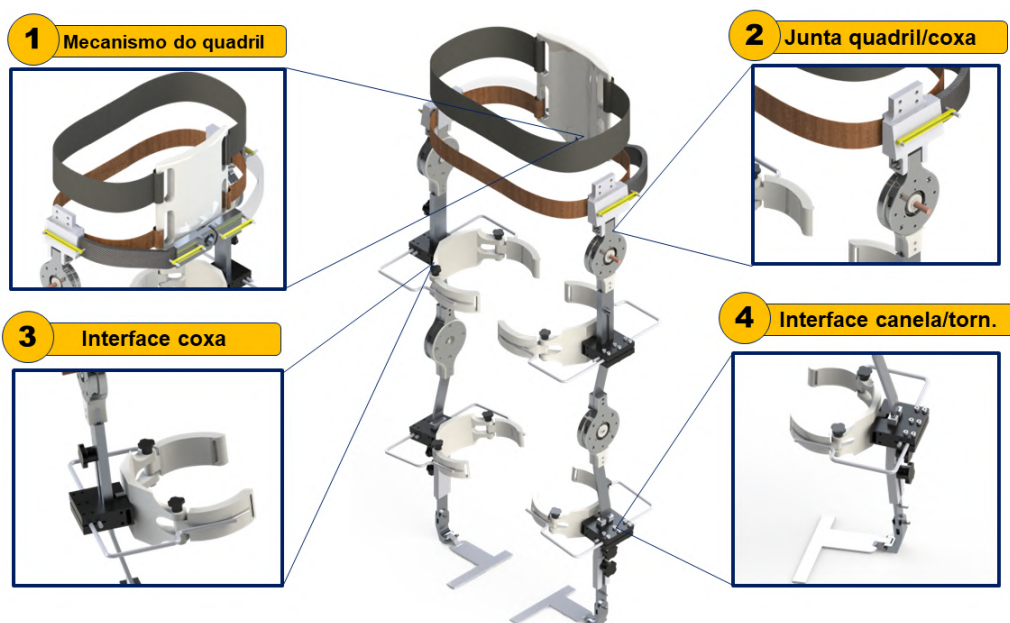
Fonte: Elaboração Própria

rigidez das molas, os graus de liberdade e as amplitudes de movimento. Também podem ser identificados pontos de melhoria ou singularidades na cinemática do sistema, considerando tanto os graus de liberdade do exoesqueleto quanto do andador. Essas análises contribuem para o aprimoramento da eficiência e funcionalidade do conjunto. O trabalho realizado na modelagem dinâmica e cinemática do novo exoesqueleto foi apresentado pelo autor no 7º Simpósio do Programa de Pós-Graduação em Engenharia Mecânica da EESC-USP (SiPGEM/EESC-USP) (COELHO; SIQUEIRA, 2023) e o uso do modelo apresentado pode ser usado também para a determinação da fadiga muscular que a movimentação com o a estrutura pode criar Guzmán et al. (2023).

5.1.6 Projeto final do exoesqueleto

Após a definição final dos mecanismos de interface do exoesqueleto, o projeto proposto foi concluído. O projeto final do exoesqueleto (Figura 54) incorpora uma série de mecanismos e encaixes que visam criar um dispositivo capaz de acompanhar e oferecer assistência aos membros inferiores, proporcionando movimentos fluidos e um ajuste antropomórfico. O projeto final inclui um mecanismo de sustentação e encaixe do quadril, com peças projetadas em fibra de carbono, alumínio e um apoio de costas fabricado por impressão 3D, com ajuste elástico na direção do plano coronal do usuário. A junta do quadril/coxa apresenta um mecanismo ajustável na direção do plano transversal do usuário, além de uma junta que permite a flexão/extensão e adução/abdução do quadril. As interfaces da coxa e da canela contam com um mecanismo de ajuste no plano sagital do usuário, facilmente modificado com o uso de porcas de pressão, juntamente com um mecanismo impresso em 3D para conectar a perna do usuário ao robô. Por fim, o peso estimado do exoesqueleto foi de 10,7 Kg.

Figura 54 – Projeto final do exoesqueleto ExoTAO 2.0



Fonte: Elaboração Própria

5.1.7 Análise de custos de manufatura do projeto final

O projeto de um exoesqueleto para membros inferiores exige peças complexas e materiais de boa qualidade para suportar as forças que agem sobre o robô, geradas pelos atuadores e pelos próprios usuários. Assim, o custo para a fabricação do projeto tende a ser alto, principalmente devido ao custo dos materiais e da fabricação que são feitas por máquinas de alto valor agregado, como CNC, tornos, e fresas de precisão.

Com o intuito de prever o valor aproximado para a construção completa do exoesqueleto, foi utilizada a ferramenta "Costing" do SolidWorks, que interpreta a geometria do ponto de vista de como ela será manufaturada, e não de como foi projetada.

A ferramenta Costing fornece templates que associam recursos de manufatura a seus custos. Os templates incluem informações sobre custos de material, usinagem e mão de obra.

Depois que o reconhecimento dos recursos de manufatura é concluído, o Costing categoriza cada recurso de fabricação (por exemplo, caminhos de corte, dobras, furos e operações de fresagem) e aplica as informações corretas do template para calcular o custo dos recursos de fabricação específicos. Um custo total de todos os recursos é tabulado e uma unidade final de custo é exibida, (SYSTÈMES, 2022).

Dessa forma, foram levantadas informações no mercado regional com o intuito de alimentar a ferramenta no Solid Works. Essas informações foram basicamente duas: Custos de matéria prima por kg e custos de fabricação associados a máquina ferramenta (custo de hora máquina). Em posse dessas informações, foi possível calcular o valor médio de cada

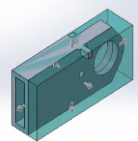
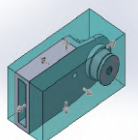
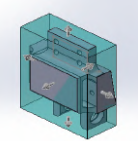
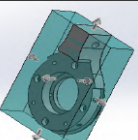
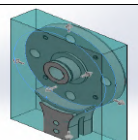
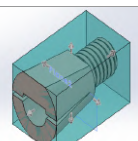
uma das peças que compõe o conjunto do exoesqueleto.

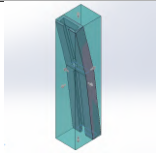
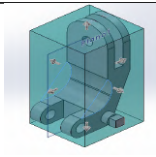
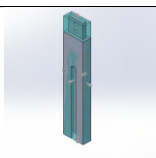
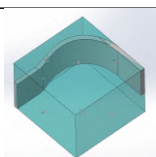
Essas informações levaram em consideração também o tamanho do lote, visto que a compra de matéria prima e a fabricação de apenas poucas peças ocasionam um aumento no custo associado a preparação de máquina e envio da matéria em bruto.

A visão geral da ferramenta pode ser vista na Figura 55, com as informações colocadas levando em consideração uma peça de alumínio 6061-T6. Foram adotados o valor de 12 USD/kg para o alumínio 6061-T6 (em torno de 60 reais/kg) e 30 USD/hr para o valor da hora máquina de fabricação (em torno de 150 reais/hr) já acrescentados o custo da mão de obra e preparação. Vale ressaltar, que esses valores foram obtidos a partir de um levantamento de valor médio nos prestadores de serviços da região.

Desse modo, os custos de fabricação estimados para cada uma das peças são detalhados na Tabela 7 a seguir.

Tabela 7 – Custos de fabricação das peças - ExoTAO 2.0

Peça	Imagem	Material	Custo Material (R\$)	Custo Fabricação (R\$)	Custo Total da Peça (R\$)	Quantidade
Junta costas - Fêmea		Alumínio 6061-T6	23,30	523,45	546,75	1
Junta costas - Macho		Alumínio 6061-T6	38,30	530,70	569,00	1
Conexão Quadril		Alumínio 6061-T6	56,95	735,90	792,85	2
Junta fixa		Alumínio 6061-T6	45,74	1173,87	1219,61	4
Junta móvel		Alumínio 6061-T6	45,74	729,90	775,64	4
Pino cônico		Aço AISI 4340	3,34	166,42	169,76	4

Ajuste tornozelo		Alumínio 6061-T6	34,41	869,86	904,27	2
Junta tornozelo		Alumínio 6061-T6	11,43	500,89	512,32	2
Ajuste coxa		Alumínio 6061-T6	12,14	522,29	534,43	2
Suporte de quadril		Alumínio 6061-T6	431,92	712,09	1144,01	2
Total					17551,55	24

Fonte: Elaboração Própria

Vale ressaltar que devido a limitação da ferramenta utilizada, não conseguimos especificar que a peça de suporte do quadril seria modelada e laminada em fibra de carbono e portanto os custos aproximados foram feitos considerando uma usinagem em alumínio dessa peça. Estima-se que o valor da peça em fibra de carbono seja bem maior do que o demonstrado nessa tabela. Além disso, as peças de interface com o corpo (apoio das costas, interface com a coxa e interface com a canela) não foram calculadas nessa tabela pois foram projetadas para serem feitas por impressão 3D e estão descritas na tabela 9

Desse modo, considerando que o valor da reserva técnica disponível bem como o orçamento do laboratório no momento dessa pesquisa, tornou-se inviável a fabricação do exoesqueleto utilizando os materiais propostos.

5.1.8 Impressão das peças finais e montagem do robô

Devido ao alto custo associado ao novo exoesqueleto, não foi possível fabricá-lo inicialmente utilizando os materiais desejados. Portanto, uma opção foi criar um protótipo através da manufatura aditiva (FDM), utilizando materiais poliméricos como matéria-prima e impressoras 3D como ferramentas para concretizar o projeto desenvolvido.

Figura 55 – Interface da ferramenta Costing - SolidWorks

Método
Usinagem

Template
machiningtemplate_default(metric)
Iniciar editor de templates...

Material
Classe:
Ligas de alumínio

Nome:
Liga 6061
Definir material

Custo do material:
12.00 USD/kg

Peso: 0.39 kg

Corpo bruto
Tipo:
Bloco

Quantidade
Número total de peças:
1
Tamanho do lote:
1

Taxa de produção
30.00 USD/hr

Custo estimado por Peça
109.35 USD/Peça

Comparação
1%
Atual: 109.35 USD
Anterior: 108.61 USD

Decomposição

Item	Custo (USD)	Porcentagem
Material:	4.66 USD	4%
Fabricação:	104.69 USD	96%

Fonte: SolidWorks

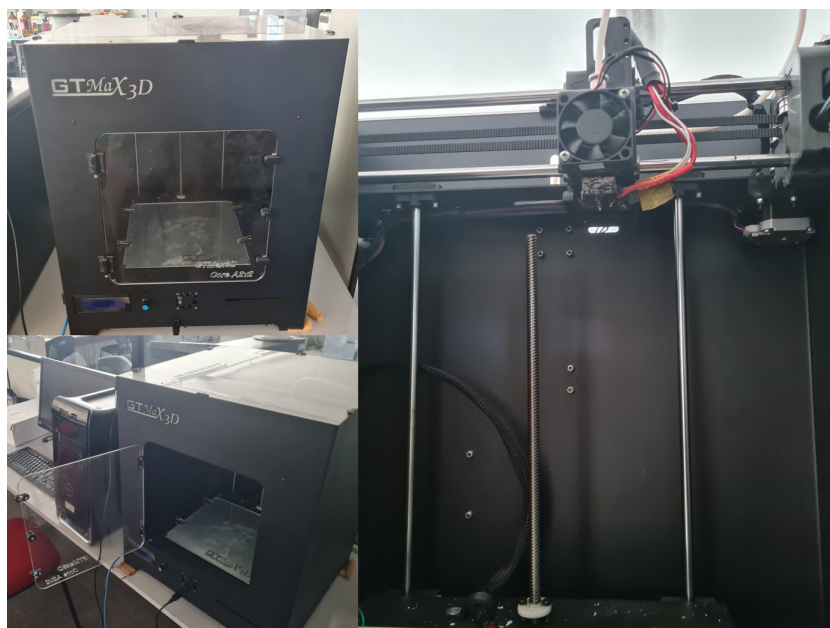
5.1.8.1 Setup de impressão e planejamento aditivo

Duas impressoras 3D foram utilizadas para a produção da maioria das peças que compõe o exoesqueleto, sendo elas descritas abaixo:

- Impressora GTMax3D Core A2v2 A impressora GTMax3D Core A2v2, mostrada na Figura 56, foi utilizada na impressão de parte das peças que comporão o exoesqueleto. Por ser um equipamento fechado, apenas as peças de ABS (peças brancas) foram

fabricadas nela, uma vez que o ABS é um material que se deforma quando submetido a interferências de resfriamento indevido, como ventos ou mudanças de temperatura no momento da derretimento para a impressão. Assim, esta impressora é ideal para a extrusão deste tipo de material.

Figura 56 – Impressora GTMax3D Core A2v2 utilizada na impressão



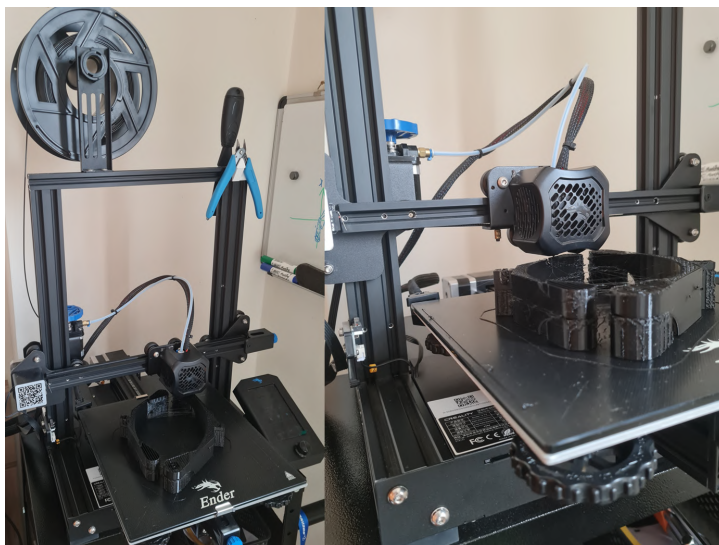
Fonte: Elaboração Própria

Algumas das características do equipamento são descritas pela fabricante (GT-MAX3D., 2024) e expostas a baixo.

1. Gabinete totalmente fechado feito em aço com pintura eletrostática e portas em acrílico;
 2. Área de impressão: 220 x 220 x 240 mm (11,6L)
 3. Medidas externas (com suporte de filamento): 425 x 470 x 512 mm
 4. Sistema de alimentação: Bowden
 5. Temperatura máxima do bico e da mesa, respectivamente: 295 °C e 135 °C
 6. Velocidade máxima de impressão: 150 mm/s
 7. Precisão da impressão (resolução máxima): 0,05 mm
- Impressora Creality Ender 3 V2

A impressora Creality Ender 3 V2, mostrada na Figura 57, foi utilizada na impressão de outra parte das peças que irão compor o exoesqueleto. Por ser um equipamento aberto, apenas as peças de PLA (peças pretas) foram fabricadas nela, com o intuito

Figura 57 – Impressora Creality Ender 3 V2 utilizada na impressão



Fonte: Elaboração Própria

de otimizar o tempo de fabricação, uma vez que as duas máquinas poderiam estar trabalhando concomitantemente.

Algumas das características do equipamento são descritas pela fabricante (CREALITY, 2023) e expostas abaixo:

1. Estrutura aberta toda feita de metal e de fácil montagem;
2. Área de impressão: 220 x 220 x 250 mm (11,6L)
3. Medidas externas (com suporte de filamento): 475 x 470 x 620 mm
4. Sistema de alimentação: Bowden
5. Temperatura máxima do bico e da mesa, respectivamente: 260 °C e 100 °C
6. Velocidade máxima de impressão: 100 mm/s
7. Precisão da impressão (resolução máxima): 0,1 mm

Para o planejamento da fabricação aditiva das peças, foram considerados diversos fatores, incluindo a geometria da peça a ser impressa, sua função no exoesqueleto, as possíveis forças e graus de liberdade aos quais estariam submetidas, além da quantidade de matéria-prima necessária para a sua confecção.

As peças foram fabricadas em ABS e PLA, sendo a escolha desses materiais para cada peça motivada pela sua função no exoesqueleto e pelas forças que seriam aplicadas. Além disso, algumas peças com funções semelhantes e submetidas às mesmas forças foram fabricadas em ambos os materiais, com o objetivo de determinar qual seria o mais adequado para cada aplicação.

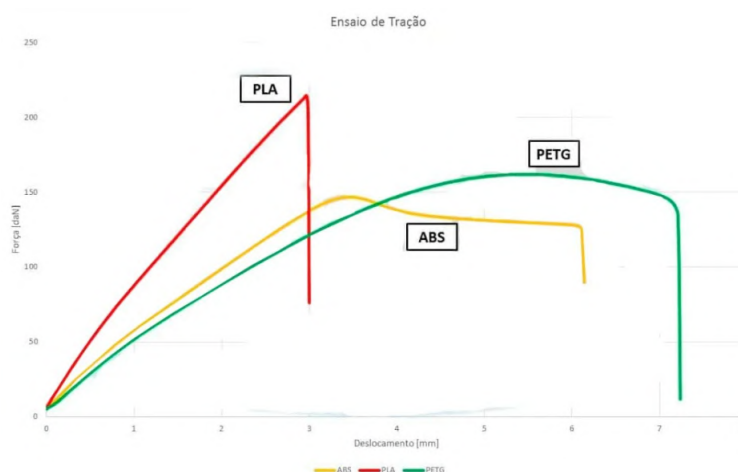
Para isso, realizou-se uma busca de informações visando conduzir um estudo qualitativo de comparação entre o PLA e o ABS, resultando em algumas conclusões relevantes mostradas na Tabela 8 e na Figura 58, de acordo com 3D (2021):

Tabela 8 – Características Mecânicas Gerais para comparação entre PLA e ABS

Propriedades Matéria Prima		
Propriedades	PLA	ABS
Densidade	1,24 [g/cm ³]	1,04 [g/cm ³]
Temp. Fusão	185 °C	220 °C
Tg	60 °C	100 °C
Tensão de Escoamento	66 [MPa]	38 [MPa]
Resistência a flexão	130 [MPa]	66 [MPa]
Modulo de elasticidade	4350 [MPa]	2200 [MPa]
Resultado ensaios de Tração (Norma ASTM D 638) - Corpos de prova		
Propriedades	PLA	ABS
Tensão de escoamento	24,8 [MPa]	14,7 [MPa]
Módulo de elasticidade	1896,0 [MPa]	1335,9 [MPa]
Tensão de ruptura	46 [MPa]	29 [MPa]
Alongamento	3,69%	7,08%
Dureza Shore (D)	85	74

Fonte: Elaboração Própria

Figura 58 – Gráfico do ensaio de tração nos corpos de prova



Fonte: (3D, 2021)

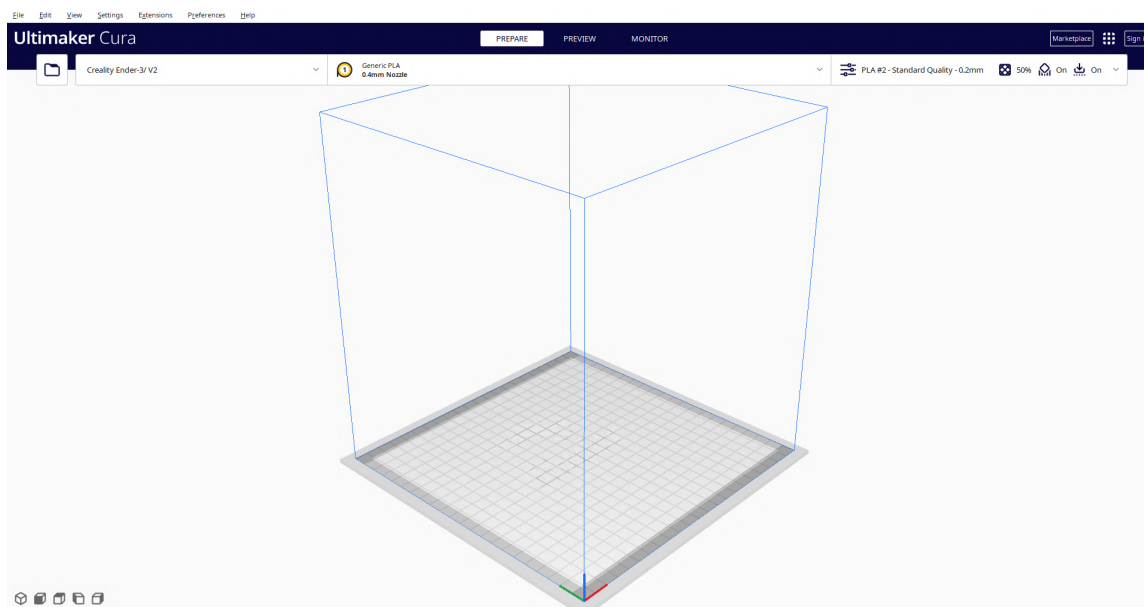
Assim, ao analisar comparativamente os materiais a serem utilizados, percebemos que o PLA suporta uma carga estática maior, porém apresenta pouca deformação antes do rompimento, ou seja, é menos dúctil. Por outro lado, o ABS, embora suporte uma carga estática menor, tem um período de deformação significativo, tornando-o mais dúctil e apresentando características interessantes em relação à absorção de carga. Com base

nessa análise, foram definidas as peças a serem construídas em cada material, assim como o setup adotado em cada impressora para a confecção dessas peças.

O software utilizado para o fatiamento e planejamento aditivo das peças foi o UltiMaker Cura, que apesar de ser um software grátis apresenta uma interface intuitiva, simples e muito funcional, além de permitir a configuração de diversos parâmetros da impressão.

A interface do software (Figura 59), bem como as configurações de impressão utilizadas em cada máquina/material (Figuras 60 e 61) podem ser vistas nas imagens abaixo:

Figura 59 – Interface do software - UltiMaker Cura



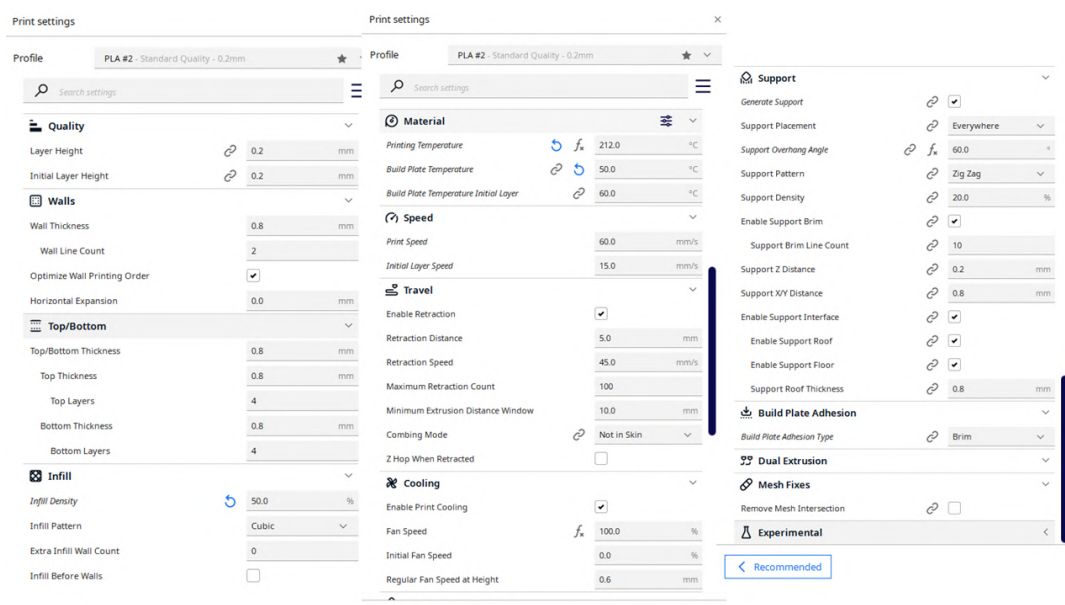
Fonte: Ultimaker Cura

Além disso, cada peça apresenta uma geometria diferente bem como padrões de carregamentos diferentes dependendo da sua funcionalidade no exoesqueleto. Dessa forma, além das configurações de impressão, o planejamento aditivo também contou com o posicionamento de cada peça na mesa de impressão, levando em consideração os principais fatores, respectivamente:

1. Direção de deposição das camadas:

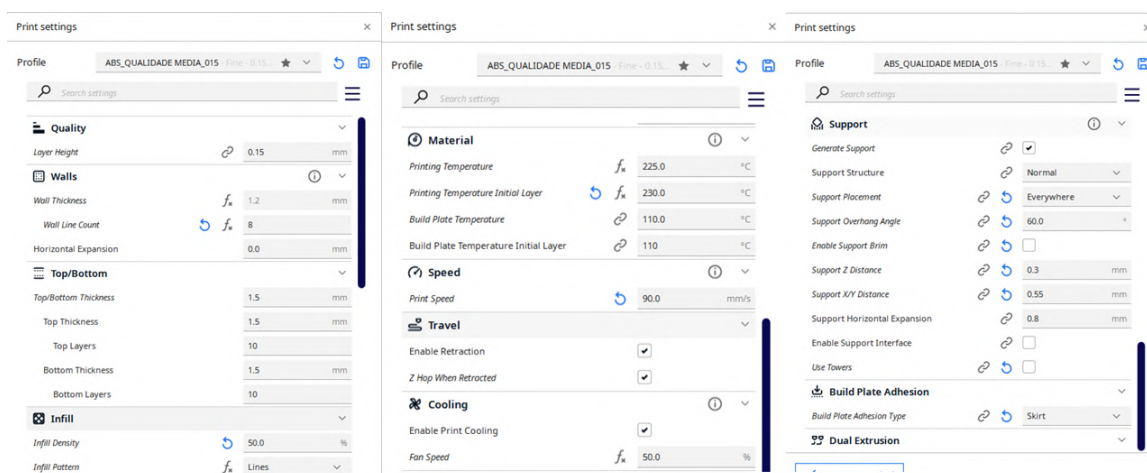
A direção de deposição das camadas é uma característica fundamental para determinar as propriedades mecânicas da peça impressa por meio da manufatura aditiva. Forças aplicadas perpendicularmente à deposição da camada têm maior probabilidade de quebrar a peça em comparação com forças aplicadas paralelamente à deposição da camada, visto que a resistência na aplicação perpendicular da força depende do grau de aderência entre as camadas, e não apenas das propriedades intrínsecas do material. Um exemplo prático da aplicação dessa característica pode ser vista na Figura 62.

Figura 60 – Configurações de impressão PLA



Fonte: Ultimaker Cura

Figura 61 – Configurações de impressão ABS

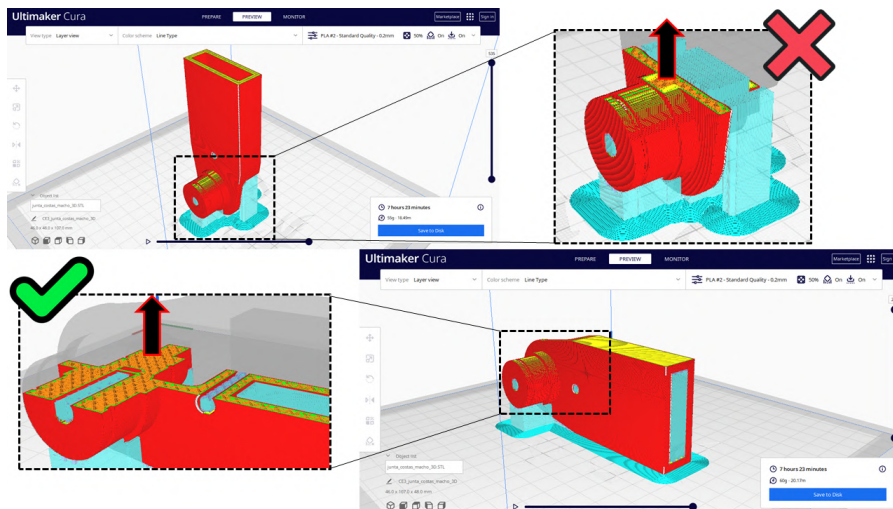


Fonte: Ultimaker Cura

2. Necessidade de suporte em faces funcionais:

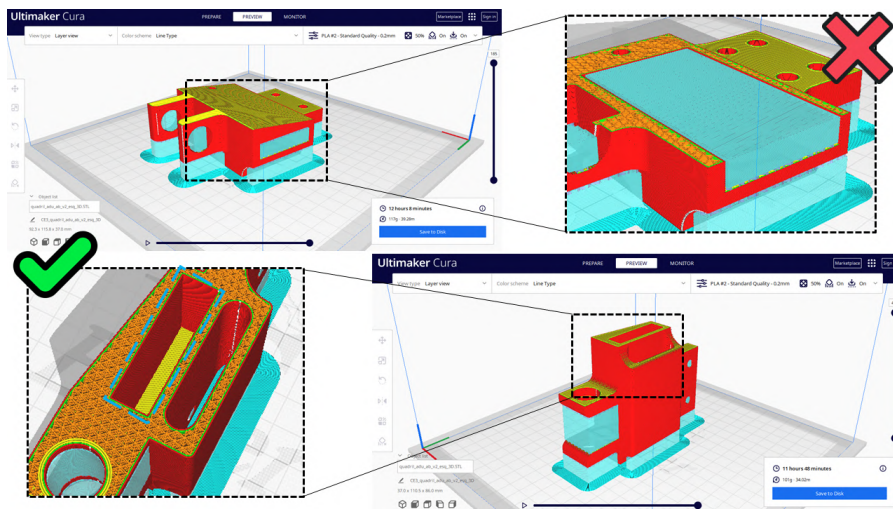
As faces funcionais referem-se às superfícies que interagem com outras peças ou com o usuário. Essas partes da peça exigem um bom acabamento para garantir o bom funcionamento e conforto do projeto. No entanto, a necessidade de material de suporte nessas áreas pode resultar em superfícies irregulares quando esses suportes são removidos, prejudicando o encaixe das peças. Portanto, era realizada uma avaliação cuidadosa para posicionar a peça no software, a fim de evitar a necessidade de suporte nas superfícies funcionais. Um exemplo prático da aplicação dessa característica pode ser vista na Figura 63.

Figura 62 – Exemplo de planejamento aditivo considerando a direção de deposição das camadas



Fonte: Elaboração Própria

Figura 63 – Exemplo de planejamento aditivo considerando a necessidade de suporte em faces funcionais

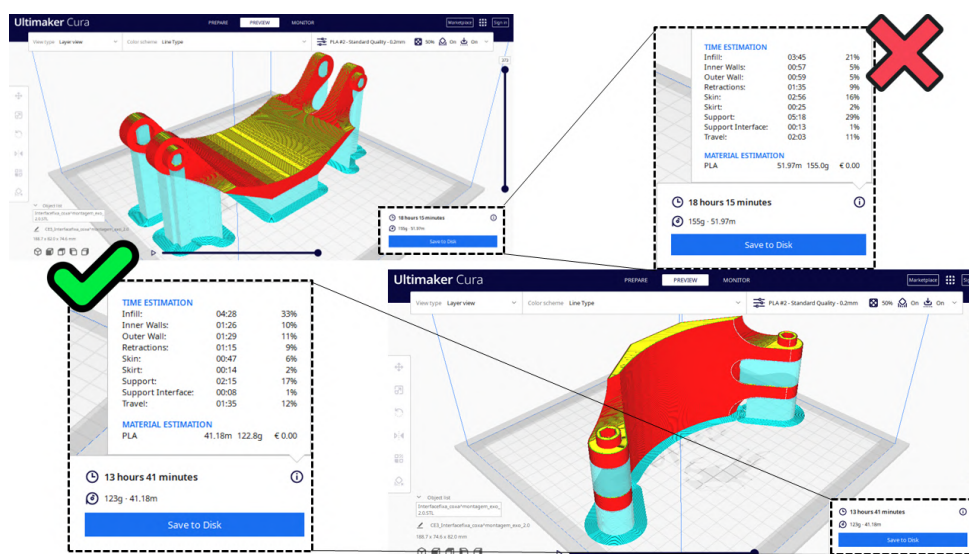


Fonte: Elaboração Própria

3. Tempo de impressão e material utilizado:

O último ponto a ser considerado era o tempo de impressão e a quantidade de material utilizados. Dependendo do posicionamento da peça no software, o tempo de impressão e a quantidade de material poderiam ser excessivamente altos, tornando a produção nessa posição inviável. Um exemplo prático da aplicação dessa característica pode ser vista na Figura 64.

Figura 64 – Exemplo de planejamento aditivo considerando o tempo de impressão e a quantidade de material utilizado



Fonte: Elaboração Própria

5.1.8.2 Problemas e falhas em peças

A aplicação do planejamento aditivo e a análise das propriedades mecânicas de cada material foram cruciais para o sucesso do projeto na manufatura das peças por meio de impressão 3D. No entanto, a compreensão dessas características também foi adquirida na prática. Algumas peças foram fabricadas levando em consideração um planejamento aditivo inadequado ou utilizando o material ABS em peças que deveriam ter sido feitas com PLA, especialmente em componentes sujeitos a grandes forças ou acúmulo de tensões. A seguir, apresentamos alguns exemplos de problemas e falhas em peças que ocorreram durante o desenvolvimento do projeto.

O primeiro exemplo na Figura 65 a seguir, ilustra precisamente o problema de falha causado pela direção de deposição das camadas, conforme discutido na seção 5.1.8.1. A baixa espessura da região da peça, combinada com um ponto de acúmulo de tensões devido à curvatura da região e a deposição das camadas na direção em que a peça sofre flexão, foram responsáveis por essa quebra prematura durante uma das primeiras vezes em que o exoesqueleto foi vestido e testado. O segundo exemplo demonstra uma falha devido às características mecânicas do ABS, que são inferiores às do PLA. Essa quebra ocorreu durante a montagem, ao tentar passar um parafuso pelo ponto de fixação, que se rompeu, evidenciando a fragilidade do material e a adesão entre as camadas. E por fim, o último exemplo apresenta uma falha que ocorreu devido a ambos os motivos citados anteriormente.

Figura 65 – Exemplo de falhas em peças durante a manufatura do projeto



Fonte: Elaboração Própria

5.1.8.3 Montagem do exoesqueleto

Para montar o exoesqueleto, é necessário imprimir todas as peças que irão compor sua estrutura. Além disso, é preciso adquirir parafusos, porcas, arruelas, anéis elásticos, rolamentos e chapas. Posteriormente, é essencial testar esses componentes para garantir que possuam os tamanhos e ajustes adequados para quatro tipos de encaixe: peça-peça, peça-rolamento, peça-parafuso e peça-chapa, com o intuito de encontrarmos valores de encaixes folgados (peça-peça) ou interferentes (peça-peça, peça-rolamento e peça-chapa), como mostrado na Figura 66.

Figura 66 – Teste de ajustes para determinação das dimensões de folga e interferência



Fonte: Elaboração Própria

Inicialmente, foram definidas quais peças seriam fabricadas em cada uma das máquinas descritas nas seções anteriores, com o objetivo de otimizar o tempo de produção do exoesqueleto e garantir uma montagem eficiente no menor tempo possível. Conforme as peças eram construídas, utilizou-se o desenho do projeto final para elaborar a lista de compras dos fixadores e rolamentos necessários para a montagem dos mecanismos que

compõem o exoesqueleto. O processo de fabricação das peças foi marcado por alguns erros de montagem, os quais resultaram em ajustes no projeto que possibilitaram a junção das partes. Assim, os subsistemas eram montados e acoplados entre si para formar uma parte maior como mostrado na Figura 67.

Figura 67 – Processo de montagem das peças impressas em 3D do exoesqueleto

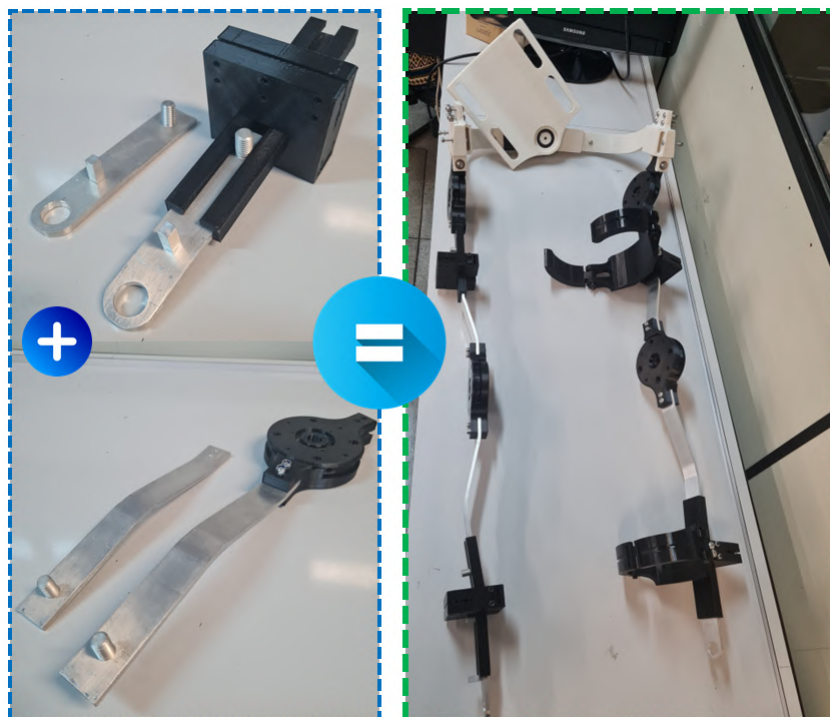


Fonte: Elaboração Própria

Com as peças fabricadas e montadas com os fixadores e rolamentos, restava apenas a conexão entre os mecanismos, a qual é feita por chapas deslizantes que permitem o ajuste do comprimento em cada região da perna, como mostrado na Figura 68. Devido à fragilidade mecânica ao tentar construir uma chapa esbelta por meio de impressão 3D utilizando polímeros, optamos por fabricar as chapas em alumínio. Essa escolha foi motivada pela facilidade de fabricação da peça com geometria simples, maior resistência mecânica e baixo custo associado ao material.

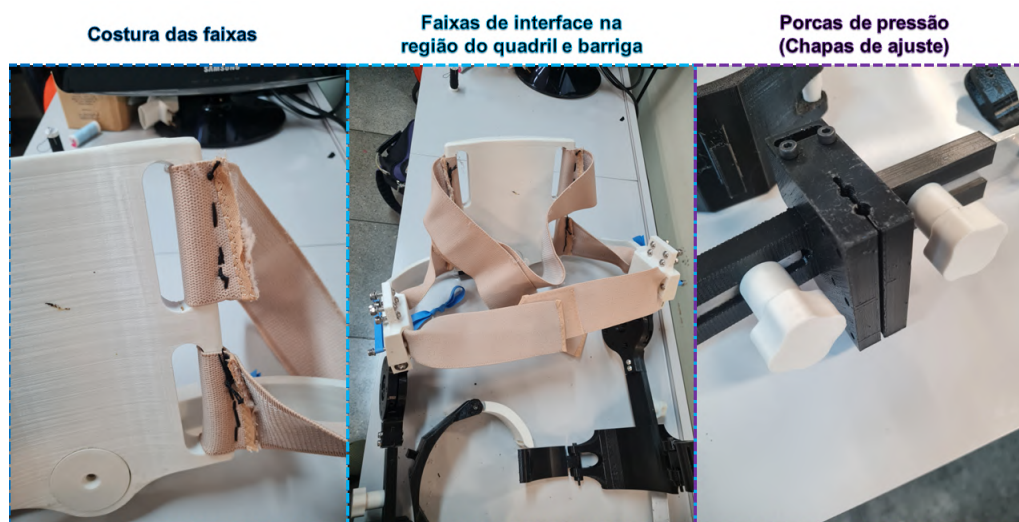
Por fim, foi adquirida uma cinta pélvica de velcro com o objetivo de servir como faixas de interface entre o exoesqueleto e o usuário. Essas faixas foram posicionadas em seis lugares diferentes: duas na região do quadril e da barriga, duas na perna direita (coxa e canela) e duas na perna esquerda (coxa e canela). A cinta pélvica foi cortada para utilizar o material na fabricação das faixas destinadas aos pontos de fixação mencionados. Após o corte, as faixas foram separadas e costuradas nas interfaces correspondentes. Além disso, foram impressas as porcas de pressão para ajuste do comprimento do exoesqueleto em várias regiões da perna. Uma ferramenta de rosqueamento foi utilizada para criar rosca nos furos, permitindo o travamento por meio das porcas feitas de ABS, como mostrado na Figura 69.

Figura 68 – Integração dos mecanismos com as chapas de alumínio



Fonte: Elaboração Própria

Figura 69 – Faixas de interface e porcas de pressão



Fonte: Elaboração Própria

5.1.8.4 Custo do exoesqueleto

Após concluir as etapas de montagem e integração entre as diversas partes do projeto, é pertinente realizar um levantamento dos custos associados à sua construção. Este levantamento permitirá uma comparação com os custos estimados conforme descritos na tabela 7.

Para isso, é necessário determinar o gasto total de filamento utilizado na fabricação das peças por meio da impressão 3D, considerando as configurações descritas na imagem 60 e 61. Para isso, vamos adotar um valor médio para o Kg dos filamentos PLA e ABS. Para o ABS, vamos adotar um valor médio de mercado de R\$ 65,00 e para o PLA R\$ 110,00. Logo, o valor médio por grama de filamento é ABS = 0,065 R\$/g e PLA = 0,110 R\$/g.

É necessário também calcular os tempos de impressão de cada peça individualmente (t) e calcular o valor de produção considerando o valor médio da energia de $c = 0,60$ R\$ por KW/h além de uma potência média de $P = 400$ W da máquina de impressão, a energia gasta em KW/h pode ser encontrada aplicando a seguinte equação:

$$E = P \times t \quad (5.5)$$

No nosso caso:

$$E = 0,4t \quad (5.6)$$

Da mesma forma, para calcular o custo relacionado a fabricação da peça, aplicamos a seguinte equação:

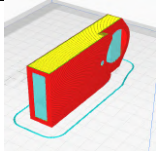
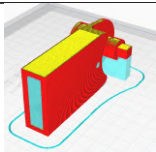
$$C = E \times c \quad (5.7)$$

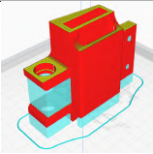
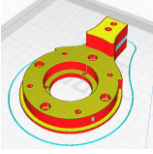
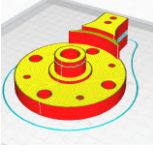
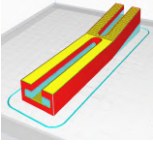
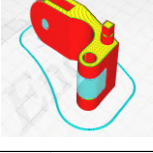
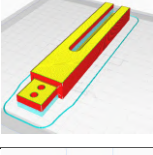
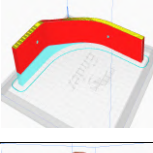
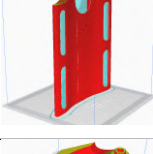
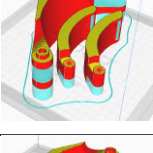
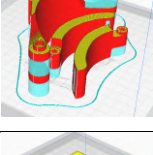
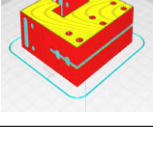
Ou seja,

$$C = 0,24t \quad (5.8)$$

Por fim, vamos registrar os gastos relacionados aos materiais complementares, tais como parafusos, rolamentos, porcas e faixas de interface. Toda essa análise é mostrada na Tabela 9.

Tabela 9 – Custos total do exoesqueleto construído (Impressão 3D) - ExoTAO 2.0

Peça	Imagem	Material	Peso da peça (g)	Tempo de Impressão (h)	Custo Total da Peça (R\$)	Quantidade
Junta costas - Fêmea		PLA	52	6,33	7,24	1
Junta costas - Macho		ABS	58	7,33	5,53	1

Conexão Quadril		ABS	101	11,68	9,37	2
Junta fixa		PLA	55	5,65	7,41	4
Junta móvel		PLA	70	6,5	9,26	4
Ajuste tornozelo		PLA	45	5,5	6,27	2
Junta tornozelo		PLA	14	2	2,02	2
Ajuste coxa		PLA	44	4,70	5,97	2
Suporte de quadril		ABS	97	10	8,70	2
Apoio costas		ABS	471	40,67	40,38	1
Interface coxa		PLA	211	22,67	28,65	2
Interface canela		PLA	115	13,60	15,91	2
Fixador de interface		PLA	80	8,6	10,87	4

Total			2415	251,83	284,48	29
Chapas de alumínio		Alumínio			21,10	1
Rolamentos					179,00	1
Fixadores e anéis elásticos					112,61	1
Faixas de Interface c/ usuário					175,75	1
Total					488,46	
Total Geral					772,94	

Fonte: Elaboração Própria

Considerando os custos associados a peças que não tiveram sucesso, testes, manutenção e outros fatores, podemos concluir que o custo total do projeto foi em torno de 1000 reais. Isso representa uma economia significativa, cerca de 20 vezes menor do que o custo estimado se fossem utilizados materiais convencionais de projeto, como alumínio, aço e fibra de carbono. Portanto, a fabricação do exoesqueleto utilizando impressão 3D demonstrou ser altamente eficaz do ponto de vista econômico. Além disso, destacou diversos aspectos importantes a serem considerados na fase final de manufatura do projeto.

5.2 Avaliação

Após concluir a fabricação do exoesqueleto, iniciou-se as avaliações do projeto.

5.2.1 Avaliação Funcional

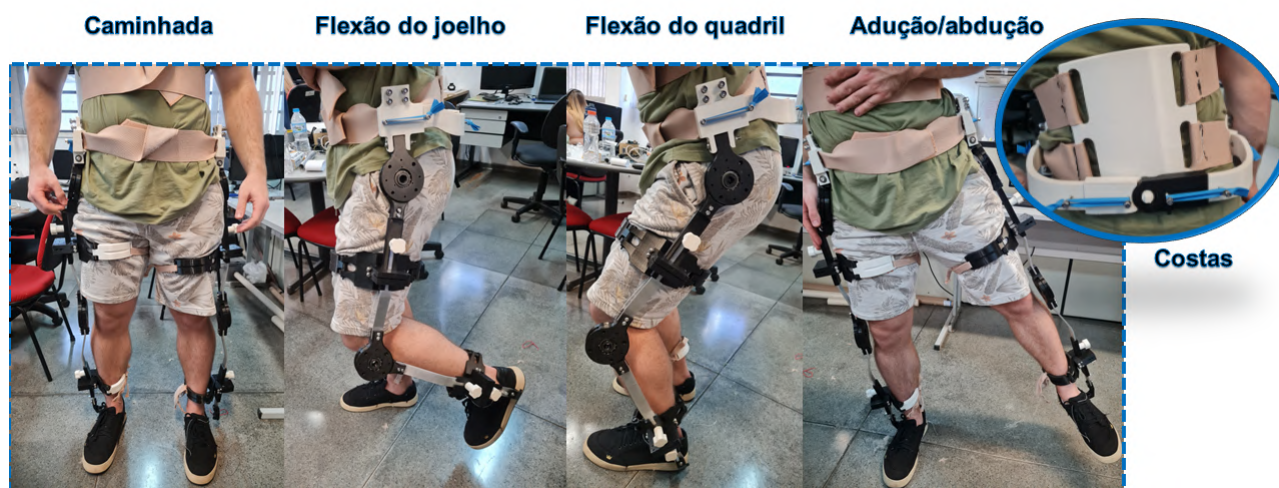
Inicialmente, ainda na bancada, realizou-se uma avaliação da fixação das peças, verificando apertos, folgas, fixação com anéis elásticos e assentamento de rolamentos. Nesse momento, foi necessário utilizar cola de alto torque para melhorar a fixação do rolamento da junta das costas, que apresentou certa folga devido às tolerâncias no encaixe.

Também foram testadas as amplitudes de movimento das juntas, as quais se mostraram muito próximas das projetadas, evidenciando que os cálculos realizados na seção 5.1.4 alcançaram os resultados desejados.

Na bancada, procedeu-se com a fixação dos elementos responsáveis pelo ajuste elástico no quadril, ajustando-os a um tamanho que proporcionasse uma boa força de retorno,

garantindo assim o encaixe apropriado nessa região, conforme ilustrado na Figura 46. Por fim, o exoesqueleto foi vestido e movimentos de caminhada, flexão do joelho, flexão do quadril e adução/abdução foram realizados para avaliar o desempenho e a funcionalidade do dispositivo, como mostrado na Figura 70.

Figura 70 – Testes de movimentação com o exoesqueleto fabricado



Fonte: Elaboração Própria

Durante os testes, conforme ilustrado na Figura 70, ocorreu a quebra da peça de ajuste do quadril. Isso se deve à necessidade de aplicação de uma força de tensão adicional para aproximar o exoesqueleto da região do tornozelo. Essa força extra resultou no rompimento da área de fixação entre a peça de ajuste e a junta do quadril. Além disso, essa região apresentava acúmulo de tensão devido à sua configuração e uma espessura insuficiente para suportar as demandas mecânicas, especialmente considerando que foi fabricada em PLA, um material com propriedades mecânicas significativamente inferiores às do alumínio.

A solução, conforme mostrado na Figura 71, envolveu o projeto de uma peça de TPU (poliuretano termoplástico), conhecido por sua alta resistência mecânica e característica de elasticidade. Esta peça foi fabricada na impressora Ender 3 V2, com ajustes nas configurações de impressão, incluindo a redução da velocidade de impressão para 20 mm/s, desativação da retração, diminuição da altura da camada e diminuição da temperatura da mesa para 50 °C.

Além disso, houve um reprojeto da peça de ajuste na região do quadril. A área danificada foi removida e substituída por uma cavidade projetada para acomodar a peça de poliuretano, a qual foi fixada por meio de parafusos.

Esta solução demonstrou-se altamente eficaz. Além de reduzir as tensões nas demais peças, devido à troca de uma fixação rígida por uma flexível, permitiu um melhor ajuste de offset entre as interfaces e as pernas do usuário, proporcionando um ajuste mais adequado.

Figura 71 – Solução flexível para problema de ruptura na peça do quadril



Fonte: Elaboração Própria

5.2.2 Avaliação Instrumentada

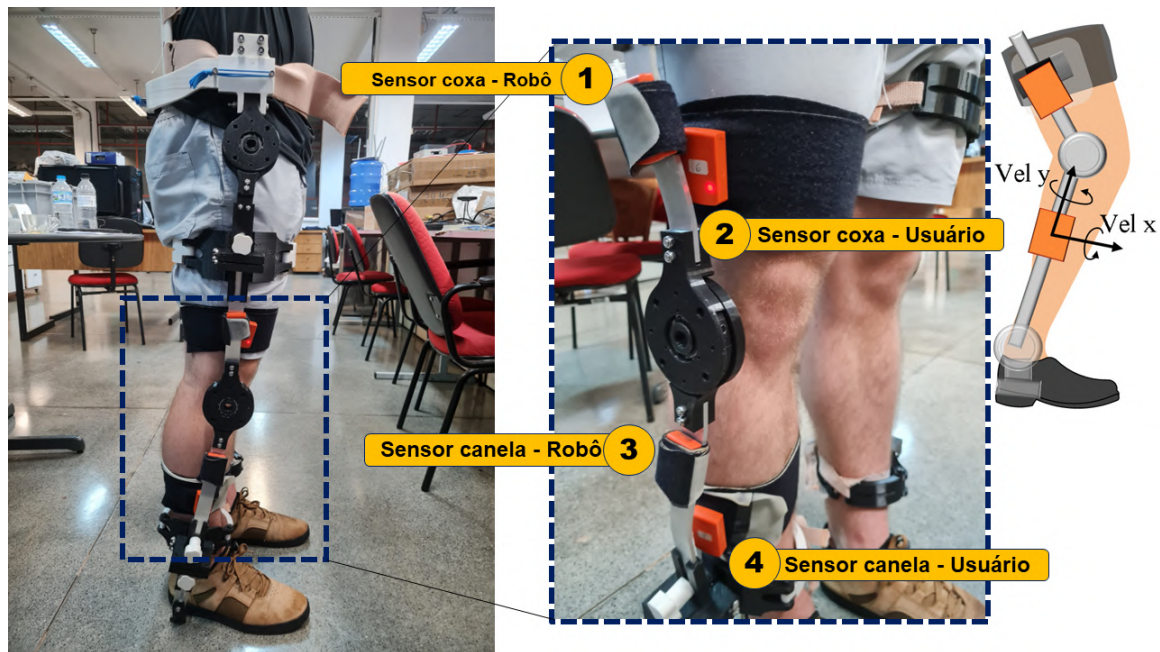
Por fim, foram realizados alguns experimentos utilizando sensores do tipo IMU (Inertial Measurement Unit) da Xsens. Foram utilizados 4 sensores, 2 posicionados na perna direita do usuário (sensores 2 e 4) e 2 posicionados no exoesqueleto (sensores 1 e 3), como mostrado na Figura 72.

Foram capturadas informações sobre os ângulos do joelho e as velocidades angulares obtidas pelos sensores, com o intuito de entender melhor possíveis desalinhamentos e a performance do robô em interface com o usuário, os dados foram trabalhados no MATLAB e os resultados podem ser visualizados nas imagens abaixo.

Performou-se 2 tipos de testes:

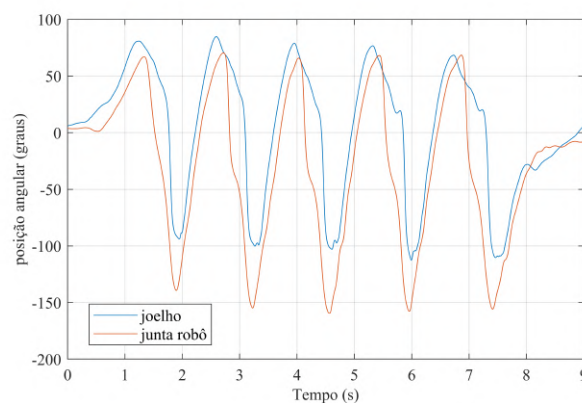
1. Caminhada no solo: Para este teste, o usuário caminhou por uma distância de 15 metros em velocidade constante. O percurso foi repetido por 3 vezes e os dados expostos nas Figuras 73 e 74 abaixo levam em consideração os dados médios obtidos das repetições realizadas.
2. Sentar e levantar: Esse teste contou com 5 repetições do movimento de sentar e levantar de uma cadeira comum, vestindo o exoesqueleto, da mesma forma, os dados

Figura 72 – Posicionamento dos sensores inerciais para realização dos testes



Fonte: Elaboração Própria

Figura 73 – Ângulos do joelho do usuário e da junta do robô durante a caminhada

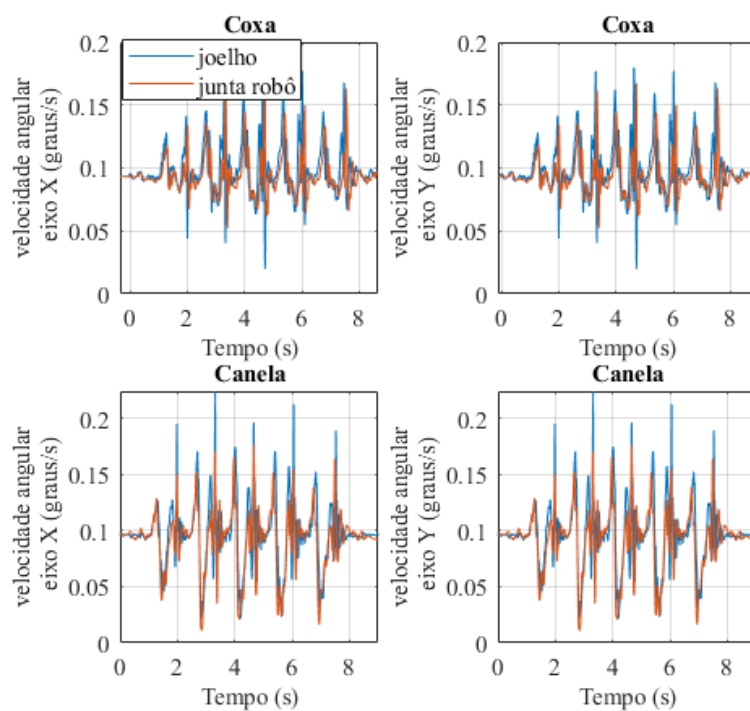


Fonte: Elaboração Própria

expostos nas Figuras 75 e 76 abaixo levam em consideração os dados médios obtidos das repetições realizadas.

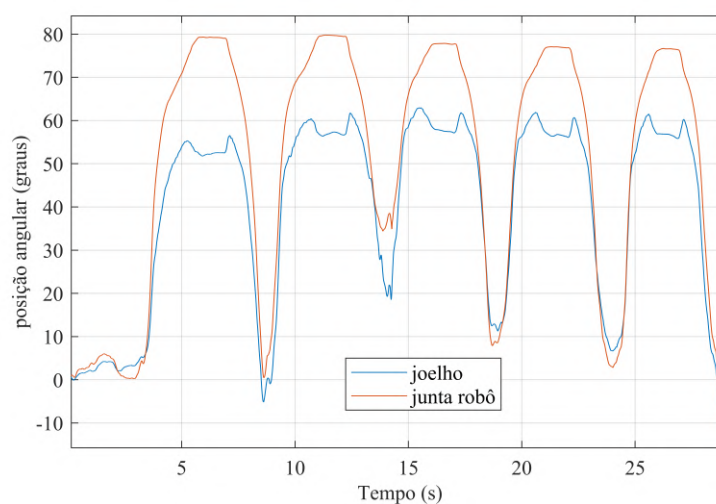
Através da análise dos gráficos gerados, observa-se uma notável correspondência entre os ângulos de movimento do joelho humano e da junta robótica. Demonstrando uma capacidade adequada do exoesqueleto em acompanhar os movimentos naturais sem restringir a liberdade de movimento do usuário. As velocidades angulares capturadas refletiram uma forte correlação entre a articulação e a junta, indicando uma sincronia eficaz entre os movimentos do usuário e do exoesqueleto.

Figura 74 – Velocidades angulares do eixo X e Y dos sensores na caminhada



Fonte: Elaboração Própria

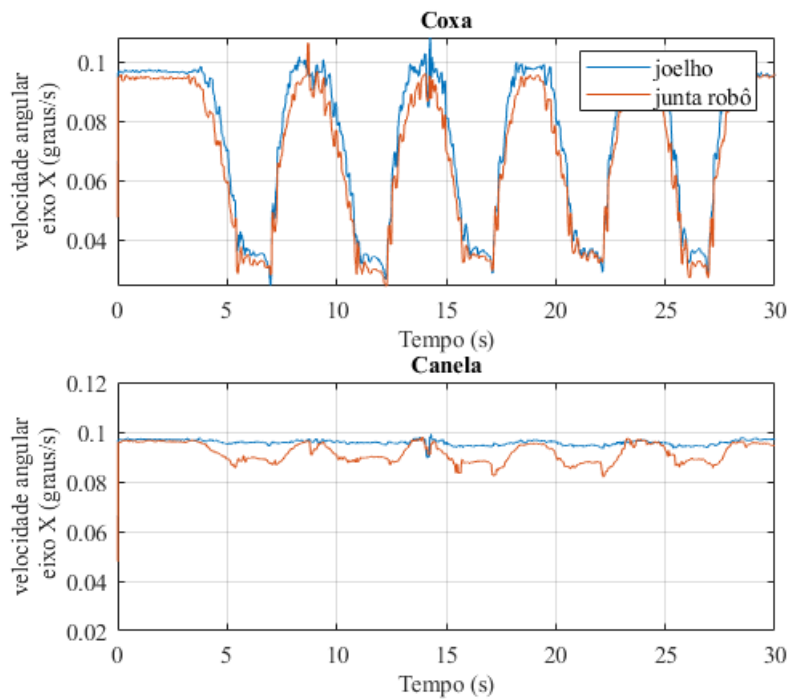
Figura 75 – Ângulos do joelho do usuário e da junta do robô durante ação de sentar e levantar



Fonte: Elaboração Própria

Relatos dos participantes sugerem que o exoesqueleto proporciona um alto nível de conforto e não impede a realização de movimentos naturais. Observações visuais durante os testes confirmaram que não houve desalinhamentos significativos ou restrições durante a realização dos movimentos propostos.

Figura 76 – Velocidade angular do eixo X dos sensores durante ação de sentar e levantar



Fonte: Elaboração Própria

Os resultados dos testes indicam que o protótipo do exoesqueleto atende aos requisitos de movimento natural e alinhamento, oferecendo um desempenho promissor para uso prático. No entanto, recomenda-se a realização de ajustes finos para otimizar ainda mais o alinhamento e a sincronia dos movimentos.

6 INTEGRAÇÃO

Os dois projetos descritos neste trabalho se complementam de forma quando conectados. O exoesqueleto com junta multiaxial, desenvolvido para reabilitação, é integrado ao andador com suporte de peso, criando uma plataforma unificada que potencializa o processo de reabilitação de maneira mais eficiente, segura e ergonômica. Essa combinação estratégica permite que o impacto do peso do exoesqueleto sobre a movimentação do usuário seja significativamente reduzido, melhorando a eficácia da terapia e proporcionando maior conforto ao paciente durante os exercícios. Além disso, a estrutura do andador oferece suporte adicional à locomoção, facilitando movimentos mais naturais e minimizando o esforço muscular requerido pelo usuário.

O novo exoesqueleto, assim como o modelo anterior (Exo-TAO), foi projetado com componentes otimizados para facilitar a integração com o andador. Um dos elementos-chave do novo exoesqueleto é a peça personalizada com geometria adaptada para a fixação de uma chapa com um eixo soldado. Este eixo atua como um ponto de conexão, ligando o exoesqueleto ao mancal de rolamento, que por sua vez está firmemente fixado ao andador com suporte de peso. Essa configuração permite uma articulação suave e controlada, aumentando a estabilidade e a precisão dos movimentos realizados pelo usuário durante o processo de reabilitação.

A integração entre o exoesqueleto e o andador oferece várias vantagens, incluindo a possibilidade de personalizar a carga suportada de acordo com as necessidades de cada paciente, adaptando o sistema a diferentes estágios de reabilitação. Além disso, a combinação de mobilidade ativa e suporte passivo melhora a qualidade do movimento, promovendo uma recuperação mais rápida e eficiente. A seguir, será mostrado o design de acoplamento entre os dois dispositivos, destacando os componentes mecânicos e as soluções encontradas para otimizar o desempenho do sistema integrado.

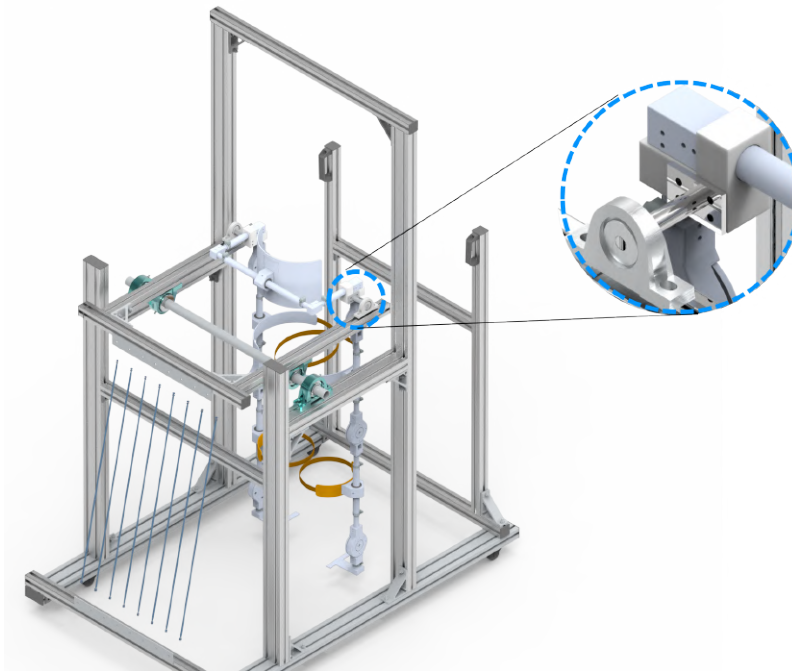
6.1 Conexão Exo-Andador

Primeiramente, foi feita uma adaptação ao exoesqueleto Exo-TAO previamente utilizado no laboratório. O exoesqueleto se conecta ao conjunto a partir de uma junta rotativa, esse mecanismo proporciona a rotação do exoesqueleto em relação aos braços, mantendo-o sempre na posição vertical. Caso fosse aplicada uma conexão fixa, o quadril do exoesqueleto rotacionaria juntamente com o braço, levando a inclinação das costas, desconforto no usuário e problemas na aquisição de dados do Exo.

O mecanismo de conexão é composto por três partes; uma peça de poliuretano em formato de "L" fixado no tubo vertical da perna e no tubo horizontal do quadril do exoesqueleto, visando estabilidade e equilíbrio do centro de massa do Exo; um eixo circular de 15 mm de diâmetro e 100 mm de comprimento, feito de aço prata e soldado em uma chapa de 5 mm

de espessura; e um mancal fixado na ponta do braço rotativo e responsável por garantir a rotação entre as partes, como mostrado nas Figuras 77 e 78.

Figura 77 – Mecanismo de conexão Exo-Andador



Fonte: Elaboração Própria

Como descrito acima as peças do mecanismo de conexão entre as partes foram manufaturadas, montadas e testadas, utilizando o exoesqueleto anterior (Exo-TAO).

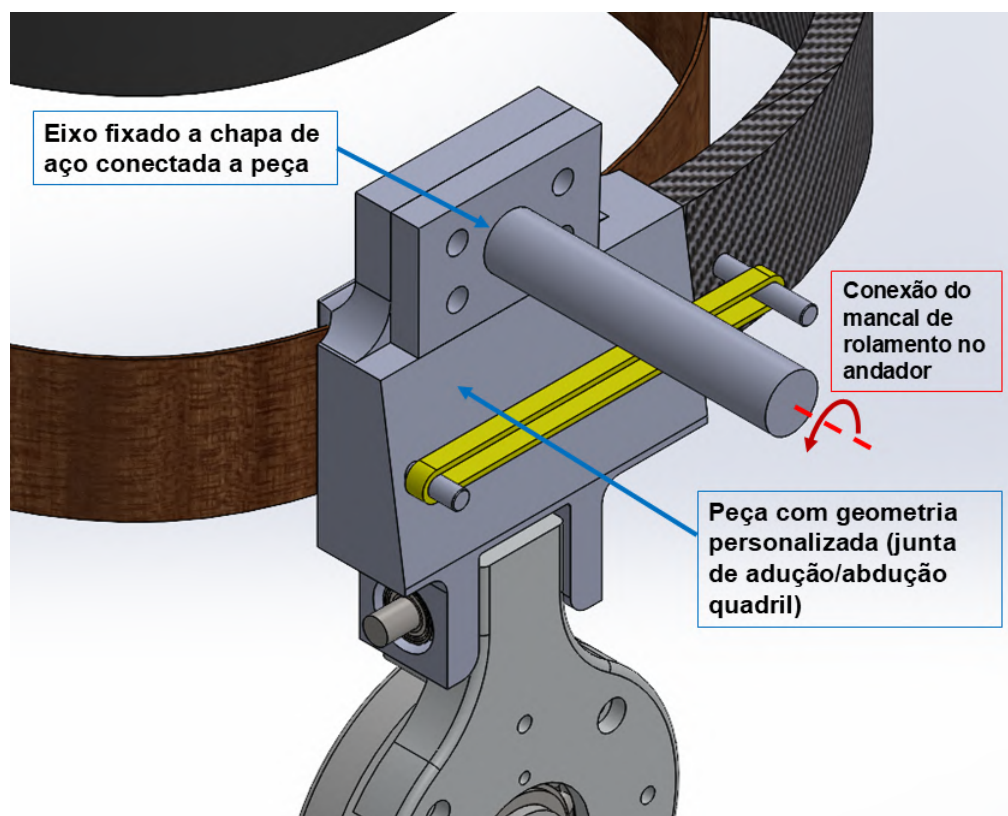
Figura 78 – Montagem e mecanismo de conexão Exo-Andador



Fonte: Elaboração Própria

Por fim, o novo projeto do exoesqueleto Exo-TAO 2.0, apresenta uma peça na região do quadril com geometria específica para a fixação da chapa de aço com eixo que irá se conectar ao mancal de rolamento do andador, como mostrado na Figura 79.

Figura 79 – Mecanismo de conexão ExoTAO 2.0 - Andador



Fonte: Elaboração Própria

7 ANÁLISE DE FALHAS - DFMEA

7.1 Introdução ao DFMEA

O século XX foi um período de grandes avanços na engenharia, que impulsionaram o surgimento de novas máquinas, projetos inovadores e transformaram as perspectivas para o mundo e a sociedade da época. A Revolução Industrial, juntamente com a Primeira e a Segunda Guerras Mundiais, foram eventos marcantes que incentivaram o desenvolvimento de projetos disruptivos e complexos. Apesar desses avanços tecnológicos e das criações que moldaram o curso da história, muitas dessas grandes obras de engenharia também foram marcadas por desastres, evidenciando a crescente necessidade de confiabilidade e mitigação de riscos nas novas tecnologias.

Em 1912, o maior navio do mundo na época, em sua viagem inaugural transportando algumas das pessoas mais ricas do planeta, sofreu um trágico acidente que resultou em uma perda catastrófica de vidas, devido a falhas de engenharia (ENGINEERING,).

Outro exemplo emblemático foi o colapso dramático da Ponte Tacoma Narrows em Puget Sound, em 7 de novembro de 1940, causado por vibração aeroelástica Wikipedia contributors (2024b) e HARISH ()).

Em 28 de janeiro de 1986, apenas 73 segundos após o lançamento, o Ônibus Espacial Challenger explodiu, resultando na morte de seus sete tripulantes. A causa do acidente foi a falha dos anéis de vedação primários e secundários no propulsor de foguete sólido direito (ENGINEERING.COM,).

Esses desastres demonstraram a importância do uso de ferramentas de mitigação de riscos e de previsibilidade de falhas, que poderiam ter prevenido ou minimizado o impacto dessas catástrofes. Assim, a busca por segurança levou ao desenvolvimento de metodologias específicas. Uma das ferramentas mais conhecidas nessa área é a FMEA (Failure Mode and Effects Analysis), que se tornou amplamente utilizada em projetos de engenharia para analisar falhas potenciais e seus efeitos no sistema.

O FME(C)A é uma metodologia de projeto usada para identificar sistematicamente modos de falha de componentes e seus efeitos nas operações do sistema. Essa análise é frequentemente dividida em duas partes: a análise de modos e efeitos de falha (FMEA) e a análise de criticidade (CA). Para realizar um FMEA eficaz, é necessário que o analista inclua todos os modos de falha significativos para cada componente ou parte do sistema.

O procedimento para realizar FMECA foi descrito pela primeira vez em 1949, no documento MIL-P-1629 dos Procedimentos Militares das Forças Armadas dos EUA, e revisado em 1980 como MIL-STD-1629A. Nos anos 1960, a NASA e seus contratantes já usavam variações do FMECA em programas como Apollo, Viking, Voyager, Magellan, Galileo e Skylab. A indústria da aviação civil também foi uma das primeiras a adotar o FMEA, com a Society for Automotive Engineers (SAE) publicando a recomendação ARP926 em 1967. Pos-

teriormente, essa recomendação foi substituída pelo ARP4761, que se tornou amplamente utilizado na aviação civil.

Durante os anos 1970, o uso do FMEA se expandiu para outras indústrias. Em 1971, a NASA recomendou o uso do FMEA para o Serviço Geológico dos EUA na avaliação da exploração de petróleo offshore. Em 1973, a Agência de Proteção Ambiental dos EUA (EPA) aplicou o FMEA na análise de estações de tratamento de águas residuais Wikipedia contributors (2024a).

O DFMEA (Design Failure Mode and Effects Analysis) é uma variação específica do FMEA, aplicada no processo de design de um produto. Seu objetivo é identificar possíveis falhas no design que possam comprometer a segurança, funcionalidade ou durabilidade do produto antes que ele entre em produção. O DFMEA permite que os engenheiros identifiquem modos de falha potenciais, analisem suas causas e efeitos, e implementem ações corretivas para mitigar os riscos, garantindo que o produto atenda às expectativas de desempenho e segurança. Ele segue a mesma lógica geral do FMEA, mas é focado especificamente em falhas relacionadas ao design do produto. Os DFMEAs podem ser realizados em cada fase do processo de design (design preliminar, protótipo ou design final), ou podem ser aplicados a produtos que já estão em produção. A principal questão levantada nos FMEAs de design é: Como o produto pode falhar?

Embora engenheiros sempre tenham analisado produtos e processos em busca de possíveis falhas, o DFMEA padroniza essa abordagem e estabelece uma linguagem comum que pode ser usada dentro e entre organizações. Além disso, pode ser utilizado tanto por profissionais técnicos quanto não técnicos em todos os níveis MCDERMOTT R. E.; BEAUREGARD ().

7.2 Objetivos da aplicação

Sabe-se que os trabalhos aqui descritos, embora tenham atingido a fase de protótipo funcional, ainda exigem muitos aprimoramentos em diversas áreas, como conforto, ergonomia, engenharia, funcionalidade e, principalmente, segurança. A expectativa é que esses projetos evoluam até se tornarem produtos completos e prontos para atender ao público que poderá se beneficiar dessas tecnologias.

Nesse contexto, a aplicação da metodologia de DFMEA neste trabalho tem como objetivo criar um documento robusto e detalhado, capaz de consolidar as informações técnicas mais relevantes de ambos os projetos — a estrutura com suporte de peso e o exoesqueleto multiaxial. Cada um desses projetos será documentado em um arquivo único, reunindo análises de falhas potenciais e seus efeitos, proporcionando uma visão clara dos riscos envolvidos e das melhorias necessárias.

Além da análise dos modos, efeitos e causas de falhas identificados pelo autor, o documento inclui uma coluna de ações recomendadas, cujo objetivo é registrar as sugestões

do autor sobre possíveis pontos de melhoria dentro do próprio projeto. Essa seção apresenta instruções gerais sobre como abordar esses problemas e quais os próximos passos a serem seguidos, oferecendo um guia prático para aprimoramentos futuros.

O DFMEA, no contexto desse trabalho, surge como uma ferramenta essencial para garantir que futuros estudantes, engenheiros, pesquisadores e empresas possam dar continuidade ao desenvolvimento desses projetos com base em dados sólidos e nas visões anteriores daqueles que já contribuíram para essas inovações. Além disso, por ser um documento vivo, a ideia é que o DFMEA seja continuamente atualizado conforme o projeto avança, incorporando novas descobertas, melhorias e soluções adotadas ao longo do tempo. Dessa forma, o DFMEA não apenas mitiga riscos e aprimora o design, mas também se torna um guia estratégico para o desenvolvimento progressivo e seguro dessas tecnologias, ajudando a transformá-las em produtos viáveis e funcionais para o mercado.

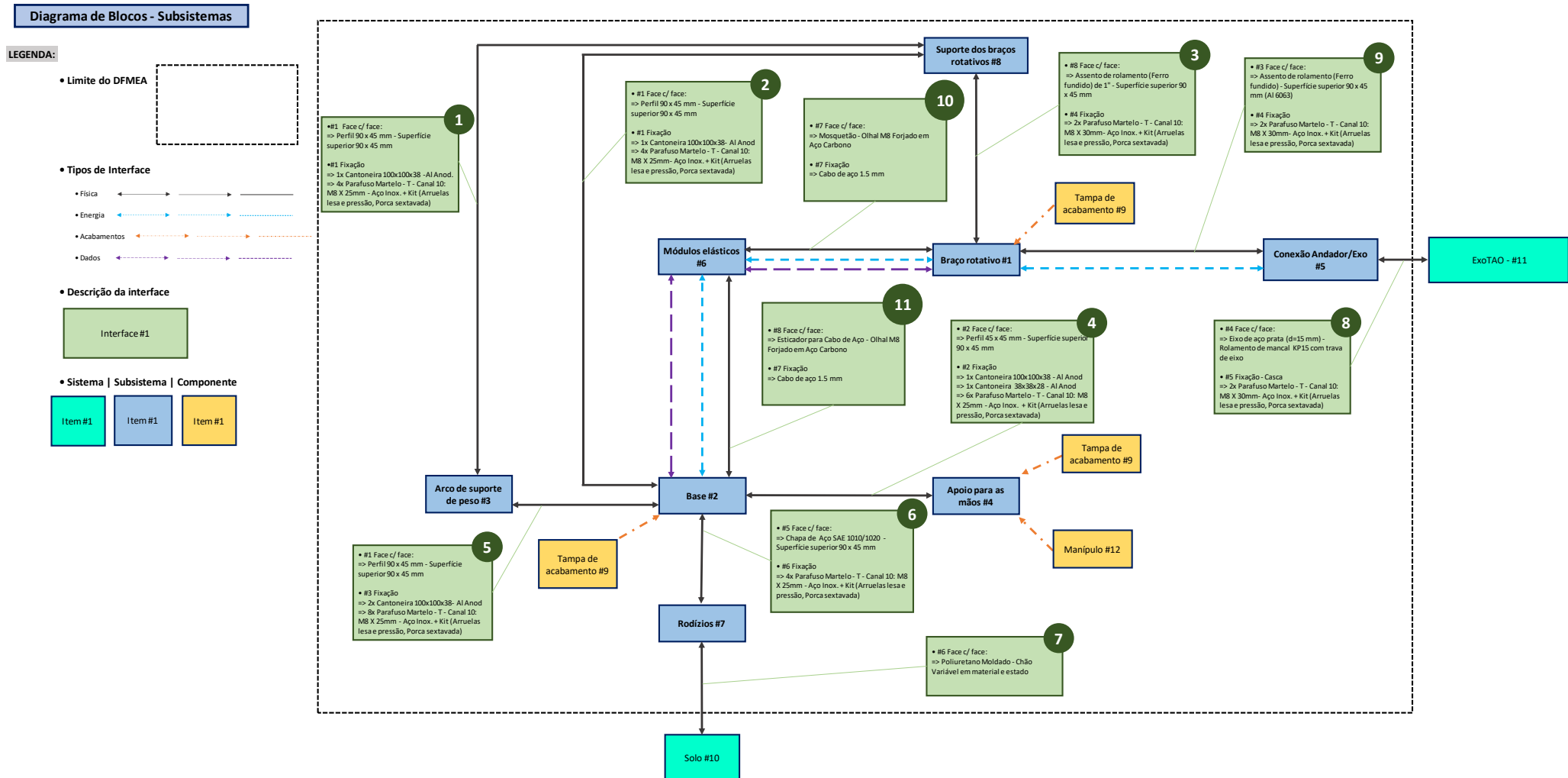
7.3 Performance da Metodologia

O template de DFMEA foi criado pelo próprio autor tomando como base outros templates e foi desenvolvido em uma planilha de Excel. Além da aba de DFMEA em si, outras duas abas foram criadas utilizando metodologias de preparação para a análise de risco como Diagrama de Blocos e Análise de Funções da Interface, além de uma aba com a imagem do sistema, ajudando a situar o produto em análise.

A primeira aba da planilha do excel é chamada "Imagem", nela é mostrada uma figura do sistema de análise (estrutura com suporte de peso 9 e exoesqueleto multiaxial 54), essa representação visual ajuda no entendimento da função de cada parte e nas interfaces entre elas.

A segunda aba é chamada Diagrama de Blocos, ela é responsável por fornecer uma ilustração gráfica e técnica das relações entre os subsistemas, montagens e componentes do objeto de análise, incluindo as interfaces com os sistemas da vizinhança e o ambiente, como mostrado na Figura 80. Toda interface representa um potencial risco, visto que ela pode falhar de múltiplas formas. Se os requisitos forem conhecidos para cada bloco, todas as interfaces associadas ao requisito devem ser consideradas para falhas no DFMEA.

Figura 80 – Diagrama de Blocos - Exemplo andador



Fonte: Elaboração Própria

A terceira aba, denominada Análise de Funções da Interface, tem como objetivo identificar os tipos de interfaces descritos no Diagrama de Blocos e, com base em cada uma delas, descrever suas funções e os tipos de funções no sistema analisado, como mostrado na Figura 81. Dessa forma, essa aba facilita a identificação das funções desempenhadas por cada interface no sistema. A partir dessas funções, é possível definir os requisitos que irão alimentar a aba de DFMEA, garantindo uma análise mais detalhada e estruturada.

Figura 81 – Análise de Funções da Interface - Exemplo andador

Análise de Funções da Interface					
1. Detalhar funções das interfaces 1.1 Identificar e descrever funções das interfaces 1.2 Derivar funções adicionais do sistema 1.3 Considerar outros modos de operação					
Número da interface	Descrição da interface: De - Para:	Tipo de Interface	Função	Tipo de Função	P-Diagram? (Sim/Não)
1.1	Arco de suporte de peso #3 - Suporte dos braços rotativos #8	Física	Criar ponto de apoio e fixação intermediário, gerando rigidez estrutural ao sistema	2	Não
2.1	Base #2 - Suporte dos braços rotativos #8	Física	Suportar o peso e os esforços impostos pelo braço rotativo	2	Não
3.1	Braço rotativo #1 - Suporte dos braços rotativos #8	Física	Permitir a rotação dos braços ao entorno de um eixo de 1" bi-apoiado em mancais de rolamento	1	Não
4.1	Base #2 - Apoio para as mãos #4	Física	Fixar o sistema de apoio para as mãos a estrutura principal do andador	2	Não
5.1	Arco de suporte de peso #3 - Base #2	Física	Suportar a maior parte das cargas normais impostas pelo peso do usuário na estrutura	2	Não
6.1	Base #2 - Rodízios #7	Física	Gerar um suporte sólido e rígido para a movimentação da estrutura em solo	2	Sim
7.1	Solo #10 - Rodízios #7	Física	Suportar toda a carga do conjunto mantendo a movimentação fluida e fácil	2	Não
8.1	Conexão Andador - Exo #5 - ExoTAO #11	Física	Permitir o sustentação vertical do peso do exoesqueleto juntamente com sua rotação relativa em relação a estrutura	1	Sim
9.1	Braço rotativo #1 - Conexão Andador/Exo #5	Física	Garantir o posicionamento relativo correto do exoesqueleto com a estrutura no eixo sagital	2	Não
9.2	Braço rotativo #1 - Conexão Andador/Exo #5	Energia	Fixar os rolamentos ao braço rotativo de forma rígida e segura	1	Sim
10.1	Braço rotativo #1 - Módulos elásticos #6	Física	Garantir a conexão entre as partes que compõe a interface	2	Não
10.2	Braço rotativo #1 - Módulos elásticos #6	Energia	Gerar uma força elástica capaz de sustentar o peso do exoesqueleto na ponta oposta do local de fixação	1	Sim
10.3	Braço rotativo #1 - Módulos elásticos #6	Dados	Obter a melhor relação entre mola e deformação que permite criar a força necessária para a sustentação	2	Sim
11.1	Base #2 - Módulos elásticos #6	Física	Garantir a conexão entre as partes que compõe a interface	2	Não
11.2	Base #2 - Módulos elásticos #6	Energia	Suportar a reação da força elástica gerada na sustentação do exoesqueleto	1	Não
11.3	Base #2 - Módulos elásticos #6	Dados	Obter a melhor relação entre mola e deformação que permite criar a força necessária para a sustentação	2	Sim

Fonte: Elaboração Própria

Por fim, a última aba funcional do documento é chamada DFMEA é nela que a metodologia é performada levando em consideração os modos, efeitos e causas de falhas já identificados pelo autor no projeto e possíveis pontos de melhorias, como descrito na seção anterior. De forma geral, essa aba apresenta uma série de colunas que visam performar os seguintes passos:

1. Determine a função, características ou requisitos do design

- Identifique o que o design pretende fazer. Isso inclui a compreensão das funções principais, características e requisitos que o produto deve atender. Definições claras ajudam a garantir que todos os membros da equipe tenham uma compreensão comum do propósito do design.

2. Realize a Análise Funcional

- Analise as funções identificadas no passo anterior para entender como elas interagem e contribuem para o design geral. Esse passo pode envolver o detalhamento de funções complexas em componentes mais simples para avaliar suas contribuições e interdependências individuais.

3. Identifique, faça brainstorming e documente todos os modos de falha potenciais e riscos para cada função

- Identificar todas as maneiras possíveis de cada função falhar. Isso inclui considerar modos de falha óbvios e menos aparentes. Documentar essas falhas ajuda a criar uma lista abrangente de riscos potenciais associados ao design.

4. Liste os efeitos da falha

- Para cada modo de falha identificado, descreva os potenciais efeitos no sistema, no usuário ou no ambiente. Compreender as consequências das falhas é crucial para priorizar os riscos e determinar as ações necessárias.

5. Classifique a severidade da falha

- Atribua uma classificação de severidade a cada efeito de falha com base no seu impacto. Essa classificação normalmente varia de 1 (sem efeito) a 10 (efeito catastrófico). Isso ajuda a priorizar quais falhas precisam de mais atenção imediata.

6. Liste as causas potenciais da falha

- Identifique as causas raízes que podem levar a cada modo de falha. Isso pode envolver a análise de falhas de design, defeitos de material, processos de fabricação ou erros humanos. Compreender as causas é essencial para desenvolver medidas preventivas eficazes.

7. Liste os métodos preventivos adotados para eliminar as causas

- Documente quaisquer controles existentes ou medidas preventivas que já estejam em vigor para mitigar as causas identificadas. Isso pode incluir mudanças no design, processos de controle de qualidade ou programas de treinamento.

8. Classifique a frequência de ocorrência para cada causa

- Estime com que frequência cada causa é provável de ocorrer, geralmente em uma escala de 1 (improvável) a 10 (muito provável). Isso ajuda a avaliar a probabilidade de cada modo de falha ocorrer na prática.

9. Liste as metodologias de detecção

- Identifique os métodos ou processos em vigor para detectar falhas antes que elas cheguem ao cliente. Isso pode incluir testes, inspeções ou sistemas de monitoramento. Métodos de detecção eficazes são cruciais para minimizar o impacto das falhas.

10. Classifique a eficácia das metodologias de detecção

- Avalie quão eficaz cada método de detecção é em identificar falhas antes que ocorram. Isso normalmente é classificado em uma escala de 1 (muito eficaz) a 10 (não eficaz). Essa classificação ajuda a identificar áreas onde a detecção pode ser aprimorada.

11. Determine o Número de Prioridade de Risco (RPN)

- Calcule o RPN para cada modo de falha multiplicando as classificações de severidade, ocorrência e detecção ($RPN = \text{Severidade} \times \text{Ocorrência} \times \text{Detecção}$). Esse número ajuda a priorizar quais modos de falha requerem mais atenção com base no risco geral. Vale ressaltar que uma aba de referência para cada classificação de 1-10 (Severidade, Ocorrência e Detecção) é fornecida no documento.

12. Selecione as ações recomendadas a serem implementadas, conforme necessário

- Com base no RPN e na análise, determine quais ações devem ser tomadas para mitigar os maiores riscos. Isso pode envolver o redesenho de componentes, a melhoria de processos ou o aprimoramento dos métodos de detecção.

13. Após a implementação das ações recomendadas, reclassifique Severidade, Ocorrência e Detecção com base nas evidências da eficácia das ações

- Após a implementação das ações recomendadas, reavalie as classificações de severidade, ocorrência e detecção para refletir as mudanças. Esse passo garante que a análise permaneça atualizada e eficaz.

14. Itens de alto risco devem gerar uma Característica Chave para detectar e controlar o risco; essas serão consideradas durante o FMEA de Processo

- Para modos de falha com altos RPNs, identifique as Características Chave que precisam ser monitoradas de perto. Essas características serão críticas para garantir que os riscos sejam controlados durante o processo de fabricação.

A Figura 82 a seguir mostra um recorte do arquivo de DFMEA desenvolvido para o andador com suporte de peso.

Figura 82 – DFMEA - Exemplo andador

Item/ Função	Requisito	Potencial Modo de Falha	Potencial efeito(s) de falha	SEV	CLASS	Potenciais Causa de Falhas	OCCUR	Controles de Prevenção adotados	Controles de detecção adotados	DETECT	RPN #	Ações Recomendadas	Responsabilidade e data de finalização	Resultados das ações				
														Ações Tomadas	SEV	OCC	DET	RPN
Suportar o peso de um exoesqueleto de membro inferior de forma elástica		Peso do exoesqueleto é suportado de forma muito rígida	Altas cargas elásticas são impostas aos ossos de tração podendo levar a ruptura ou escape	10	KC	Uto de elementos elásticos (molas, borrachas...) em número excessivo, com elevada constante elástica (k) ou em grande deformação.	6	-	Teste deve ser feito antes do usuário utilizar (sapato do exoesqueleto deve ficar entre 3 e 5 cm fora do chão)	5	300	Fixar os ossos de ancoragem nos perfis estruturais por meio de eixos roscados passantes (não com os parafusos martelo) e pensar em mecanismo de módulos elástico mais robusto e com menos pontos de encalce (passíveis de escapar)	A DEFINIR	A DEFINIR				0
			Desconforto do usuário na utilização do equipamento	6		Aplicação de pré-tensão muito elevada no elemento elástico	5	-	Teste deve ser feito antes do usuário utilizar (sapato do exoesqueleto deve ficar entre 3 e 5 cm fora do chão)	4	120	Comprar outras molas e calcular as ctes elásticas da mola (k) para determinar a curva de Força por deformação (F=k.x) para compensar o momento gerado pelo peso do exoesqueleto no braço rotativo. Podendo determinar assim o tipo de mola, quantidade necessária e pré-tensão.	A DEFINIR	A DEFINIR				0
		Peso do exoesqueleto é suportado de forma muito flexível	Deslizamento e desalinhamento do exoesqueleto no usuário	7		Uso de elementos elásticos (molas, borrachas...) em número insuficiente ou com baixa constante elástica (k)	4	-	Teste deve ser feito antes do usuário utilizar (sapato do exoesqueleto deve ficar entre 3 e 5 cm fora do chão)	3	84	Comprar outras molas e calcular as ctes elásticas da mola (k) para determinar a curva de Força por deformação (F=k.x) para compensar o momento gerado pelo peso do exoesqueleto no braço rotativo. Podendo determinar assim o tipo de mola, quantidade necessária e pré-tensão.	A DEFINIR	A DEFINIR				0
			Fadiga antecipada do usuário devido a baixa compensação de peso do exoesqueleto	6		Aplicação de nenhuma ou pouca pré-tensão no elemento elástico	4	-	Teste deve ser feito antes do usuário utilizar (sapato do exoesqueleto deve ficar entre 3 e 5 cm fora do chão)	2	48	Comprar outras molas e calcular as ctes elásticas da mola (k) para determinar a curva de Força por deformação (F=k.x) para compensar o momento gerado pelo peso do exoesqueleto no braço rotativo. Podendo determinar assim o tipo de mola, quantidade necessária e pré-tensão.	A DEFINIR	A DEFINIR				0
			Suportar o peso de um exoesqueleto de membro inferior de forma ajustável	O sistema de suporte ao peso do exoesqueleto não permite ser ajustável em nível de força		6	O sistema de suporte se configura de maneira rígida demais ou flexível demais dependendo do usuário que está utilizando	6	Mecanismo de compensação de peso não permite ajuste do elemento elástico em rigidez e quantidade	3	Possibilidade de customização do número e rigidez dos elementos elásticos utilizados	-	2	36	Comprar outras molas e calcular as ctes elásticas da mola (k) para determinar a curva de Força por deformação (F=k.x) para compensar o momento gerado pelo peso do exoesqueleto no braço rotativo. Podendo determinar assim o tipo de mola, quantidade necessária e pré-tensão.	A DEFINIR	A DEFINIR	
O sistema de suporte ao peso do exoesqueleto não permite ser ajustável em posicionamento	5	O posicionamento do exoesqueleto em relação ao usuário não consegue ser ajustado a diferentes estaturas		5	Mecanismo de compensação de peso não permite ajuste do elemento elástico em pré-tensão/tamanho	6	Utilização de um esticador de cabo de aço para ajuste do posicionamento e pré-tensão das molas	-	4	120	Pesquisar soluções melhores para o ajuste de posicionamento do exoesqueleto em função do tamanho dos módulos elásticos	A DEFINIR	A DEFINIR				0	
Suportar o peso de um exoesqueleto de membro inferior de forma ergonômica		O sistema afeta os padrões de movimentação do usuário de forma não planejada	Geração de forças de resistência são sentidos pelo usuário na movimentação	7		Falta de graus de liberdade no mecanismo	6	Uso de um rolamento no braço rotativo da estrutura para que o exoesqueleto possa rotacionar e se manter sempre na posição vertical	Feedbacks dos usuários e testes mensais com o exoesqueleto	6	252	Estudar a dinâmica e cinemática do conjunto exoesqueleto + andador com todos os seus graus de liberdade e propor aumentos ou diminuições de GDL's	A DEFINIR	A DEFINIR				0

Fonte: Elaboração Própria

Dessa forma, os documentos foram desenvolvidos pelo autor, que reuniu informações abrangendo cada uma das colunas descritas, até chegar às ações recomendadas, conforme detalhado na seção anterior. As colunas referentes à responsabilidade, data de finalização, ações tomadas e resultados das ações permanecem em aberto e devem ser preenchidas por aqueles que darão continuidade a este trabalho.

Os arquivos Excel contendo as informações detalhadas nesta seção serão disponibilizados no anexo deste documento 8.

8 CONCLUSÃO

Os principais objetivos deste trabalho foram alcançados. Foi projetado, construído e avaliado um protótipo de andador com suporte de peso, bem como desenvolvido um novo exoesqueleto robótico para membros inferiores. Este último incorpora uma junta multiaxial no quadril e apresenta um design anatômico e ajustável, derivado do modelo Exo-TAO. Durante o projeto, soluções tanto mecânicas quanto ergonômicas foram elaboradas para solucionar problemas identificados em equipamentos anteriores.

A avaliação do andador com suporte de peso revelou que características essenciais, como acessibilidade da estrutura, capacidade de sustentação de peso do Exo-TAO e conforto de uso, foram validadas positivamente pelos usuários. Os dados obtidos nos testes em esteira e no solo demonstraram que a compensação de peso do exoesqueleto foi eficaz, evitando a transmissão de cargas desnecessárias ao usuário. Isso contribuiu para a melhoria da eficácia do processo de reabilitação e para uma maior consistência no ciclo da marcha. Contudo, desafios relacionados ao ajuste da estrutura para diferentes usuários ainda persistem; embora seja viável, o processo é trabalhoso e requer aprimoramentos. Além disso, a dimensão da estrutura, apesar de funcional, dificulta sua movimentação e transporte.

O novo exoesqueleto com junta multiaxial no quadril trouxe ganhos significativos em termos de graus de liberdade, melhorando a interação humano-robô e permitindo movimentos mais fluidos durante a reabilitação. Este projeto foi essencial para demonstrar a viabilidade do dispositivo e identificar problemas potenciais. O protótipo foi majoritariamente fabricado por impressão 3D em materiais como PLA e ABS, destacando a necessidade de melhorias antes da manufatura final. Algumas dificuldades foram observadas na montagem da estrutura devido à complexidade dos mecanismos e à integração dos diversos graus de liberdade projetados. Além disso, restrições financeiras impediram a fabricação do protótipo com os materiais ideais e a realização de testes com os atuadores do modelo Exo-TAO. Essa limitação pode ter ocultado potenciais problemas que só seriam identificados com materiais e componentes finais.

A integração dos dois projetos resultou em uma plataforma unificada de reabilitação, proporcionando uma solução inovadora e eficiente para suporte e assistência durante o processo de reabilitação física. No entanto, ambos os projetos requerem aprimoramentos futuros. A aplicação da metodologia DFMEA desempenhou um papel crucial ao identificar potenciais falhas e propor melhorias. Essa análise não apenas garantiu maior segurança e eficiência dos equipamentos, mas também forneceu uma base sólida para pesquisas e desenvolvimentos futuros. O arquivo DFMEA incluído neste documento detalha outras dificuldades e problemas enfrentados, além de apresentar sugestões para o aperfeiçoamento das estruturas desenvolvidas.

Ademais, outras linhas de trabalho futuro foram propostas, como:

1. Compactação do Sistema: Integrar os sistemas mecânicos, eletrônicos e de controle dentro da própria plataforma para eliminar a dependência de espaços fixos e cabos conectando o exoesqueleto ao computador.
2. Simulação Computacional Dinâmica e Cinemática: Desenvolver análises digitais que combinem modelos de corpo humano do OpenSim com modelos mecânicos deste projeto, criando um gêmeo digital completo do sistema.
3. Adição de Novos Mecanismos: Incorporar à plataforma funcionalidades que permitam a reabilitação através de outros movimentos, como sentar e levantar, pedalar e realizar movimentos de adução e abdução da perna.

Por fim, este trabalho representa uma contribuição significativa para o desenvolvimento de uma plataforma de reabilitação segura, confortável e eficiente, baseada no uso de exoesqueletos com suporte de peso. A análise de falhas conduzida com a metodologia DFMEA demonstrou-se uma ferramenta indispensável para o aprimoramento dos projetos. Espera-se que, no futuro próximo, essas tecnologias possam ser utilizadas por aqueles que mais necessitam, promovendo uma reabilitação mais acessível e eficaz.

REFERÊNCIAS

- 3D, D. S. em I. Conheça as propriedades técnicas dos materiais para impressora 3d. In: <https://3dlab.com.br/propriedades-dos-materiais-para-impressora-3d/> Acesso em: 21/03/2024. [S.l.: s.n.], 2021.
- ACCOTO, D. et al. Robomorphism: A nonanthropomorphic wearable robot. *IEEE Robotics and Automation Magazine*, v. 21, p. 45–55, 12 2014.
- AMMANN, E. et al. Elevated hip adduction angles and abduction moments in the gait of adolescents with recurrent patellar dislocation. *Archives of Orthopaedic and Trauma Surgery*, p. 1–11, 11 2022.
- ASBECK, A. T. et al. A biologically inspired soft exosuit for walking assistance. *The International Journal of Robotics Research*, v. 34, n. 6, p. 744–762, 2015. Disponível em: <https://doi.org/10.1177/0278364914562476>.
- BARROSO, F.; SANTOS, C.; MORENO, J. C. Influence of the robotic exoskeleton lokomat on the control of human gait: An electromyographic and kinematic analysis. p. 1–6, 2013.
- BARTENBACH, V. et al. A lower limb exoskeleton research platform to investigate human-robot interaction. *2015 IEEE International Conference on Rehabilitation Robotics (ICORR)*, p. 600–605, 2015.
- BEATTY, M. F. Kinematics of rigid body motion. In: _____. *Principles of Engineering Mechanics: Kinematics — The Geometry of Motion*. Boston, MA: Springer US, 1986. p. 85–149. ISBN 978-1-4899-7285-9. Disponível em: https://doi.org/10.1007/978-1-4899-7285-9_2.
- BEIL, J.; ASFOUR, T. New mechanism for a 3 dof exoskeleton hip joint with five revolute and two prismatic joints. *2016 6th IEEE International Conference on Biomedical Robotics and Biomechatronics (BioRob)*, p. 787–792, 2016.
- BENNETT, D. R. et al. The relationship between anterior tibial shear force during a jump landing task and quadriceps and hamstring strength. *Clinical Biomechanics*, v. 23, n. 9, p. 1165–1171, 2008. ISSN 0268-0033. Disponível em: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0268003308001988>.
- CEMPINI, M. et al. Self-alignment mechanisms for assistive wearable robots: A kinetostatic compatibility method. *IEEE Transactions on Robotics*, v. 29, n. 1, p. 236–250, 2013.
- CENCIARINI, M.; DOLLAR, A. Biomechanical considerations in the design of lower limb exoskeletons. *IEEE ... International Conference on Rehabilitation Robotics : [proceedings]*, v. 2011, p. 5975366, 06 2011.
- CHEN, B. et al. Recent developments and challenges of lower extremity exoskeletons. *Journal of Orthopaedic Translation*, v. 5, p. 26 – 37, 2016. ISSN 2214-031X. Special Issue: Orthopaedic Biomaterials and Devices.
- COELHO, G. P. S.; JAIMES, J. C.; SIQUEIRA, A. A. G. Influence of a walker with dynamic weight support on a lower limb exoskeleton: Development process and outcome evaluation. In: *XII Congresso Iberoamericano de Tecnologías de Apoyo a la Discapacidad - IBERDISCAP, November 20-22, São Carlos, Brazil*. [S.l.]: ABCM, 2023.

COELHO, G. P. S.; SIQUEIRA, A. A. G. Desenvolvimento de modelo dinâmico/cinemático no solidworks para estudo e projeto de um exoesqueleto de membros inferiores. In: 7^o *Simpósio de Pós-Graduação em Engenharia Mecânica (SIPGEM) - EESC USP*. [S.l.]: SIPGEM, 2023.

CONTRERAS-VIDAL, J. L. et al. Powered exoskeletons for bipedal locomotion after spinal cord injury. *Journal of Neural Engineering*, v. 13, n. 3, p. 1–16, 2016.

CREALITY. Ender-3 v2. In: <https://www.creality.com/products/ender-3-v2-3d-printer-csco> Acesso em: 20/03/2024. [S.l.: s.n.], 2023.

DOLLAR, A. M.; HERR, H. Lower extremity exoskeletons and active orthoses: Challenges and state-of-the-art. *IEEE Transactions on Robotics*, v. 24, n. 1, p. 144–158, 2008.

ENGINEERING, I. The engineering failures that sent titanic to the bottom of the atlantic. In: <https://interestingengineering.com/ie-originals/engineering-wonders/season-1/ep-8-the-engineering-failures-that-sent-titanic-to-the-bottom-of-the-atlantic>. Acesso em: 29/04/2024. [S.l.: s.n.].

ENGINEERING.COM. Five biggest engineering disasters by staff. In: <https://www.engineering.com/story/five-biggest-engineering-disasters> Acesso em: 29/04/2024. [S.l.: s.n.].

ESQUENAZI, A. et al. The rewalk powered exoskeleton to restore ambulatory function to individuals with thoracic-level motor-complete spinal cord injury. *American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation*, v. 91, n. 11, p. 911–921, 2012.

GAITANI, F.; SANTOS, W. Miranda dos; SIQUEIRA, A. Projeto e análise de desempenho de um atuador elástico em série compacto para exoesqueletos. In: . [S.l.: s.n.], 2020.

GTMAX3D. Impressora 3d pro - gtmax3d core a2v2. In: <https://www.gtmax3d.com.br/impressora-3d-pro/gtmax3d-core-a2v2>. Acesso em: 20/03/2024. [S.l.: s.n.], 2024.

GURSON, A. Continuum theory of ductile rupture by void nucleation and growth: Part 1 - yield criteria and flow rules for porous ductile media. *Journal of Engineering Materials and Technology, Transactions of the ASME*, v. 99, n. 1, p. 2 – 15, 1977. Cited by: 5651; All Open Access, Green Open Access. Disponível em: <https://www.scopus.com/inward/record.uri?eid=2-s2.0-0017417249&doi=10.1115%2f1.3443401&partnerID=40&md5=74be15011064f9831881c9de355929e3>.

GUZMÁN, M. J. B. et al. Assessment of neuromuscular fatigue, torque reduction, and velocity performance following fes intervention. In: *27 TH International Congress of Mechanical Engineering - COBEM Florianopolis*. [S.l.]: ABCM, 2023.

HARISH, A. Why the tacoma narrows bridge collapsed. In: <https://www.simscale.com/blog/tacoma-narrows-bridge-collapse/>. Acesso em: 29/04/2024. [S.l.: s.n.].

HIROTA, S. M. Trabalho de conclusão de curso, *Análise do torque de aperto de uma união aparafusada com diferentes porcas, parafusos e arruelas*. 2016. 41 p. Bacharelado - Engenharia Mecânica.

HYUN, D. et al. Biomechanical design of an agile, electricity-powered lower-limb exoskeleton for weight-bearing assistance. *Robotics and Autonomous Systems*, v. 95, 07 2017.

JAIMES, J. C.; COELHO, G. P. S.; SIQUEIRA, A. A. G. Assessing the joint misalignment effects in rehabilitation robotics: A case study. In: *27 TH International Congress of Mechanical Engineering - COBEM Florianopolis*. [S.l.]: ABCM, 2023.

JARRASSÉ, N.; MOREL, G. Connecting a human limb to an exoskeleton. *IEEE Transactions on Robotics*, v. 28, p. 697–709, 2012.

JEZERNIK, S. et al. Robotic orthosis Lokomat: A research and rehabilitation tool. *Neuromodulation*, v. 6, n. 2, p. 108–115, abr. 2003.

JUN, Y. et al. Adaptive research of lower limb rehabilitation robot based on human gait. In: . [S.l.: s.n.], 2018. p. 86–92.

JUNIUS, K. et al. Bilateral, misalignment-compensating, full-dof hip exoskeleton: Design and kinematic validation. *Applied Bionics and Biomechanics*, v. 2017, p. 1–14, 07 2017.

KINTSCH, A.; DEPAULA, R. A framework for the adoption of assistive technology. *Proceedings of SWAAAC 2002: Supporting Learning Through Assistive Technology*, 01 2002.

LAGODA, C.; MORENO, J.; PONS, J. Human-robot interfaces in exoskeletons for gait training after stroke: State of the art and challenges. *Applied Bionics and Biomechanics*, v. 9, p. 193–203, 01 2012.

LIM, D. et al. Development of a lower extremity exoskeleton robot with a quasi-anthropomorphic design approach for load carriage. In: *2015 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems (IROS)*. [S.l.: s.n.], 2015. p. 5345–5350.

LIU, W. et al. Three-dimensional, six-degrees-of-freedom kinematics of the human hindfoot during the stance phase of level walking. *Human Movement Science*, v. 16, n. 2, p. 283–298, 1997. ISSN 0167-9457. 3-D Analysis of Human Movement - II. Disponível em: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0167945796000577>.

MCDERMOTT R. E.; BEAUREGARD, M. R. M. R. J. The basics of fmea. In: *New York Crc Press/Productivity Press, 2009*. [S.l.: s.n.].

MICHAUD, S.; GARD, S.; CHILDRESS, D. A preliminary investigation of pelvic obliquity patterns during gait in persons with transtibial and transfemoral amputation. *Journal of rehabilitation research and development*, v. 37, p. 1–10, 01 2000.

PITENIS, A.; DOWSON, D. Leonardo da vinci's friction experiments: An old story acknowledged and repeated. *Tribology Letters*, v. 56, p. 509–515, 11 2014.

PONS, J. L. Rehabilitation exoskeletal robotics. *IEEE Engineering in Medicine and Biology Magazine*, v. 29, n. 3, p. 57–63, 2010.

RILEY, P. O. et al. A kinematic and kinetic comparison of overground and treadmill walking in healthy subjects. *Gait & Posture*, v. 26, n. 1, p. 17–24, 2007. ISSN 0966-6362. Disponível em: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0966636206001457>.

SANTOS, W. M. dos; CAURIN, G. A. P.; SIQUEIRA, A. A. G. Design and control of an active knee orthosis driven by a rotary series elastic actuator. *Control Engineering Practice*, v. 58, p. 307–318, 2017.

SANTOS, W. M. dos et al. Design and evaluation of a modular lower limb exoskeleton for rehabilitation. In: *2017 International Conference on Rehabilitation Robotics (ICORR)*. London: [s.n.], 2017. p. 447 – 451.

SANTOS, W. M. dos; SIQUEIRA, A. A. G. Design and control of a transparent lower limb exoskeleton. In: *4th International Conference on NeuroRehabilitation (ICNR2018)*. Pisa, Italy: [s.n.], 2018.

SCHERER, M.; LANE, J. Assessing consumer profiles of 'ideal' assistive technologies in ten categories: An integration of quantitative and qualitative methods. *Disability and rehabilitation*, v. 19, p. 528–35, 01 1998.

SCHIELE, A.; HELM, F. C. T. van der. Kinematic design to improve ergonomics in human machine interaction. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, v. 14, n. 4, p. 456–469, Dec 2006. ISSN 1534-4320.

SWINNEN, E. et al. Neurological patients and their lower limb orthotics: An observational pilot study about acceptance and satisfaction. *Prosthetics and Orthotics International*, v. 41, n. 1, p. 41–50, 2017. PMID: 26246356.

SYSTÈMES, H. S. D. *Como funciona o Costing*. 2022. Acesso em: 27 fev. 2024. Disponível em: https://help.solidworks.com/2022/portuguese-brazilian/SolidWorks/sldworks/c_how_costing_works.html.

TOOLBOX, T. E. *Friction - Friction Coefficients and Calculator*. 2004. Acessado em 02 setembro 2023. Disponível em: https://www.engineeringtoolbox.com/friction-coefficients-d_778.html.

TOXIRI, S. et al. A powered low-back exoskeleton for industrial handling: Considerations on controls. In: . [S.l.: s.n.], 2017.

VENEMAN, J. et al. Design and evaluation of the lopes exoskeleton robot for interactive gait rehabilitation. *IEEE transactions on neural systems and rehabilitation engineering : a publication of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, v. 15, p. 379–86, 10 2007.

VENEMAN, J. F. et al. Design and evaluation of the lopes exoskeleton robot for interactive gait rehabilitation. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, v. 15, n. 3, p. 379–386, 2007.

WESSELS, R. et al. Non-use of provided assistive technology devices: A literature overview. *Technology and Disability*, v. 15, p. 231–238, 01 2003.

Wikipedia contributors. *Failure Mode and Effects Analysis*. 2024. Acesso em: 30 abr. 2024. Disponível em: https://en.wikipedia.org/wiki/Failure_mode_and_effects_analysis.

Wikipedia contributors. *Tacoma Narrows Bridge (1940)*. 2024. Acesso em: 29 abr. 2024. Disponível em: [https://en.wikipedia.org/wiki/Tacoma_Narrows_Bridge_\(1940\)](https://en.wikipedia.org/wiki/Tacoma_Narrows_Bridge_(1940)).

ZHANG, G. et al. Biomechanical design of escalating lower limb exoskeleton with novel linkage joints. *Technology and Health Care*, v. 25, p. 1–7, 05 2017.

ZOSS, A.; KAZEROONI, H.; CHU, A. Biomechanical design of the berkeley lower extremity exoskeleton (bleex). *IEEE/ASME Transactions on Mechatronics*, v. 11, n. 2, p. 128–138, 2006.

ANEXO

Anexo 1 - Link para os Documentos de DFMEA do Andador e do Exoesqueleto (Exo-TAO 2.0): DFMEAs -Andador e Exo-TAO 2.0